

Synthèse des connaissances de l'évaluation clinique de la marche en physiothérapie

Travail réalisé par

Annie Brochu

Stéphanie Hénault

Marilyn Larente

Karine L'écuyer

En collaboration avec

François Dubé, pht, MSc., Jean-François Lemay, pht, MSc.

Sylvie Nadeau, pht, PhD. et Manon Pilon, pht, MSc.

Dans le cadre du cours

PHT-6113 : Travail dirigé

31 mai 2011

Programme de physiothérapie

École de réadaptation

Université de Montréal

TABLE DES MATIÈRES

Abrégé	1
Introduction.....	2
1 Marche humaine normale.....	2
1.1 Définition	
1.2 Cycle de marche	
1.3 Marche pathologique	
1.4 Impacts en physiothérapie	

PARTIE I :

Outils d'évaluation du patron de marche pour la clientèle âgée post-AVC	8
1 Introduction	8
1.1 Mise en contexte	
1.2 État de l'évaluation de la marche par observation dans le milieu	
1.3 Précision des besoins du milieu	
2 Recension et critique des outils d'évaluation de la marche par observation ...	9
2.1 Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M)	
2.2 Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)	
2.3 Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System (OGA)	
2.4 Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)	
2.5 Wisconsin Gait Scale (WGS)	
2.6 Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA)	
3 Discussion.....	20
4 Conclusion	22

PARTIE II :

Exigences de la marche et synergies des personnes hémiparétiques.....	24
1 Épidémiologie.....	24
2 Étiologie et pathophysiologie	25
3 Portrait clinique.....	26
4 Marche de la personne hémiparétique.....	27
4.1 Analyse en référence aux paramètres spatio-temporels	
4.2 Activités musculaires lors de la marche	
5 Analyse en référence aux sous-tâches de la marche.....	30
5.1 Maintien du corps contre gravité	
5.2 Maintien de l'équilibre	
5.3 Génération et absorption de l'énergie	

5.4 Contrôle du pied à l'oscillation	
6 Analyse par observation des types de synergie et mouvement.....	33
7 Analyse par observation des modifications par articulation.....	37
8 Évaluation par observation	38
9 Conclusion.....	39

PARTIE III :

L'observation de la marche à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la

hanche	40
1 Introduction.....	40
1.1 Mise en contexte	
1.2 Élaboration du travail	
2 Arthroplastie de la hanche	42
2.1 Coxarthrose	
2.2 Chirurgie orthopédique	
2.3 Analyse biomécanique et arthrocinématique de la hanche à la suite d'une arthroplastie totale de hanche	
2.3.1 Faiblesse musculaire	
2.3.2 Esquisse de l'appui sur le membre atteint	
2.3.3 Amplitude à la hanche	
2.3.4 Paramètres spatio-temporels	
3 L'évaluation de la marche en orthopédie	49
3.1 Évaluation	
3.2 Grilles d'évaluation	
3.3 Recensement des procédures d'évaluation de la marche au Centre d'Hébergement de Notre-Dame-de-la-Merci	
3.4 Retombées cliniques du projet	
3.5 Grille d'évaluation de la marche par observation à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la hanche	
4 Conclusion.....	57

PARTIE IV :

Les technologies d'actimétrie et la clientèle blessée médullaire58

1 Épidémiologie	58
2 Fréquence d'apparition des lésions	58
3 Classification ASIA	59
4 Classification des différents syndromes	60
5 Taux de récupération ASIA C et ASIA D et paramètres spatio-temporels de la marche	62
6 Importance du concept du CPG (Central Pattern Generator)	63
7 Outils de mesure pour l'évaluation de la marche post-lésion médullaire	64
8 Actimétrie, une technologie émergente pour analyser la marche	68
8.1 Podomètre	

8.2 Stepwatch Activity Monitor	
8.3 Dynaport minipod	
8.4 Iphone	
9 Recommandation au milieu clinique en lien avec l'utilisation possible des technologies pour la clientèle blessée médullaire.....	74
10 Conclusion.....	77
Conclusion	78
Références	80
Annexe 1.....	94
Annexe 2.....	98

LISTE DES TABLEAUX ET FIGURES

PARTIE I :

Outils d'évaluation du patron de marche pour la clientèle âgée post-AVC8

1 Tableau I : Comparaison des outils.....	21
2 Tableau II: Grille d'observation	98
3 Figure 1: Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M)	99
4 Figure 2: Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)	100
5 Figure 3: Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System (OGA)	102
6 Figure 4: Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)	103
7 Figure 5: Wisconsin Gait Scale (WGS)	109
8 Figure 6: Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA).....	110

PARTIE II :

Exigences de la marche et synergies des personnes hémiparétiques.....24

1 Tableau I : Regroupement des principales statistiques en lien avec les AVC au Canada.....	114
2 Tableau II : Les synergies de bases aux membres supérieurs.....	114
3 Tableau III : Les synergies de bases aux membres inférieurs.....	115
4 Figure 1 : Grille générale d'évaluation clinique du patron de marche	116
5 Figure 2 : Grille d'évaluation des sous-tâches de la marche	117
6 Figure 3 : Grille d'évaluation des synergies au genou et à la cheville.....	118

PARTIE III :

L'observation de la marche à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la

hanche.....40

1 Figure 1 : Coxarthrose	119
2 Tableau I: Diverses approches chirurgicales	44
3 Tableau II: Grille d'évaluation de la marche par observation à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la hanche	46
4 Tableau III: Différents items retenus à l'évaluation de la marche chez la clientèle PTH vs les différentes grilles d'évaluation de la marche	120
5 Guide d'utilisation	121

PARTIE IV :

Les technologies d'actimétrie et la clientèle blessée médullaire58

1 Tableau I : Classifications selon l'échelle ASIA.....	123
2 Figure 1: Podomètre Yamax- SW 200	123
3 Figure 2: StepWatch Activity Monitor	124
4 Figure 3: DynaPort Minipod	124
5 Figure 4: iPhone 3G.....	125

ABRÉGÉ

Introduction/problématique : L'évaluation de la marche est couramment réalisée par les physiothérapeutes. Plusieurs outils et tests standardisés existent pour quantifier les capacités, la performance à la marche ainsi que les modifications du patron de marche des patients. Pour connaître la pratique actuelle de l'évaluation de la marche dans des milieux de réadaptation montréalais, un sondage a été réalisé auprès de 40 physiothérapeutes de trois milieux cliniques. Les résultats ont démontré que peu de cliniciens utilisent des outils standardisés pour décrire le patron de marche. **Objectifs**: Réaliser une synthèse de la littérature des modifications du patron de marche chez quatre groupes de patients en réadaptation (clientèles neurologique et orthopédique) et proposer des outils d'évaluation de la marche spécifiques à ces clientèles. **Méthodologie**: Après avoir revu la littérature liée à la marche normale, aux modifications du patron de marche et aux outils d'évaluation spécifiques aux clientèles, une analyse a été réalisée afin de recommander ou de développer un outil d'évaluation clinique de la qualité de la marche. À cet effet, plusieurs critères ont été considérés incluant le respect du concept (évaluation de la qualité de la marche), les qualités métrologiques, l'applicabilité clinique et des éléments spécifiques aux clientèles (ex. synergies au membre inférieur parétique; approche chirurgicale). **Résultats**: Pour les quatre groupes de patients, il a été possible de recommander ou d'élaborer un outil clinique spécifique lequel a été présenté aux équipes d'experts pour opinions et commentaires. **Conclusion**: Le présent travail est une première étape vers une amélioration de la standardisation de l'évaluation de la marche. D'autres projets devront démontrer la valeur ajoutée des outils proposés et en poursuivre le développement si pertinent.

INTRODUCTION

La marche est souvent décrite comme étant la variable fonctionnelle la plus convoitée par les patients en réadaptation, et ce, peu importe leur condition. Pourtant, l'aspect descriptif du patron de marche et l'analyse de celui-ci sont encore aujourd'hui des lacunes de l'évaluation clinique en physiothérapie. Dans la littérature, il existe des outils standardisés pour l'évaluation de la marche par observation pour différentes clientèles. Toutefois, ils semblent peu ou partiellement utilisés par les cliniciens alors que les outils évaluant la performance semblent plus populaires.

Dans le cadre de ce travail, l'évaluation qualitative de la marche chez différentes clientèles sera plus particulièrement étudiée. Par la suite, seront émises des recommandations basées sur les données probantes visant à faciliter l'évaluation du patron de marche par observation des cliniciens travaillant en réadaptation.

1. Marche humaine normale

1.1. Définition

Selon Whittle (1996), la marche est une méthode de locomotion impliquant l'usage alternatif des deux membres inférieurs pendant laquelle au moins un des pieds doit être en contact avec le sol, permettant ainsi support et propulsion. Pour être analysée, la marche est divisée en cycles, soit en commençant par le contact d'un pied au sol et en finissant par le contact subséquent de ce même pied (1).

1.2 Cycle de marche

La marche est divisée en trois grandes phases: la réception du poids du corps, l'appui unipodal et la phase d'oscillation. Ces phases sont ensuite séparées en sous catégories plus détaillées pour décrire la marche. La phase de mise en charge, selon le Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System (OGA), comprend le contact initial du pied au sol suivi de la prise d'appui ou chargement sur le membre inférieur. L'appui unipodal se divise en milieu d'appui et en appui final. Finalement, le début de l'oscillation, le milieu de l'oscillation et la fin de l'oscillation sont contenues dans la phase d'oscillation (2).

Il est aussi important de mentionner que lors de la marche, le corps est divisé en deux parties. La première, représentée par le quadrant inférieur, est l'unité de locomotion qui transporte le corps dans l'espace. La seconde agit plutôt tel un passager. Cette dernière partie est composée de la tête, du cou, du tronc et des membres supérieurs qui représentent au total 70 % du poids corporel (2). Afin qu'un individu puisse marcher, l'unité locomotrice doit être apte à réaliser quatre étapes importantes. La première consiste à s'assurer que chacun des membres inférieurs soient capables de supporter le poids du corps sans céder. La deuxième comprend le maintien de l'équilibre tant statique que dynamique durant l'appui unipodal. La troisième étape consiste à s'assurer que la jambe qui oscille est en mesure d'atteindre une position où elle pourra jouer adéquatement son rôle de soutien. Finalement, l'unité locomotrice doit générer suffisamment de puissance pour produire les mouvements des membres inférieurs et de l'unité passagère afin de permettre le déplacement vers l'avant. L'énergie doit aussi être freinée pour arriver à faire le pas subséquent et contrôler la masse du tronc qui change de direction.

L'analyse de la marche peut être soit descriptive ou quantitative. Une étude quantitative comprend des paramètres objectivables et mesurables tels que la cadence, la vitesse de marche, la longueur, la hauteur, la largeur et la variabilité des pas, la génération de puissance, etc. L'étude descriptive est davantage effectuée par observation. Celle-ci permet de remarquer les déviations, les oscillations et les stratégies employées par la personne pour se mouvoir. Les deux méthodes sont complémentaires et permettent de constater l'évolution de l'individu et d'évaluer les déficiences et les incapacités qui seront

ensuite à travailler en réadaptation (3). Tous ces paramètres peuvent être calculés ou comptabilisés via des instruments technologiques. Par exemple, les plateformes de forces, les accéléromètres et les capteurs de mouvements sont fréquemment utilisés en recherche, devenant ainsi des outils étalons. Toutefois, dans un contexte clinique pratique, l'utilisation de ces technologies est restreinte par le fait qu'elles nécessitent un laboratoire d'analyse du mouvement dispendieux et qu'elles requièrent un haut niveau d'habileté d'interprétation des données (4,5).

L'évaluation de la marche par observation est effectuée chez différentes clientèles tout en contrôlant certains facteurs comme la cadence et la distance de marche, le port de chaussures, l'environnement d'évaluation et la standardisation des outils de mesure. Selon la clientèle évaluée, la vitesse ciblée pour l'évaluation est différente. Une vitesse de déambulation confortable est davantage souhaitée, entre autres pour une clientèle âgée, puisqu'elle est directement liée à la marche en communauté, au risque de chutes et au niveau d'indépendance de la personne (6). Une vitesse plus rapide sera recherchée chez des individus plus performants. Le port des chaussures s'avère être un élément important en ce qui concerne les résultats de cadence, de vitesse et de longueur de pas. Cela améliore également le support du pied et le contrôle des articulations distales (7). Il est de plus préférable d'évaluer, du moins dans un premier temps, l'individu sur une surface plane et dans un milieu bien éclairé (4). Par contre, il peut devenir pertinent de poursuivre l'évaluation sur différents sols et environnements avant un retour en communauté, ceci afin de mieux représenter le contexte fonctionnel. Lors de l'utilisation d'outils de mesure, il est primordial que l'évaluateur respecte les directives afin de standardiser son évaluation. En effet selon Pélissier (1997), lors de l'évaluation de la marche sur dix mètres, le chronomètre ne doit démarrer qu'après une distance de deux mètres afin de permettre au patient d'atteindre sa vitesse confortable (4).

1.2. Marche pathologique

Malgré la présence d'une certaine variabilité dans la démarche dite normale chez les différents sujets, un trop grand écart par rapport à cette norme définira le patron employé comme pathologique. Plusieurs conditions, tant neurologiques qu'orthopédiques

peuvent entraîner des déficiences du patron de marche. Celles-ci seront caractérisées par la présence d'une difformité, d'une faiblesse musculaire, d'une perte de sensibilité, d'une douleur ou d'un trouble de contrôle moteur (2). Une observation ainsi qu'une analyse rigoureuse permettront de différencier les compensations des déviations. Une difformité est davantage reliée à la mobilité passive, c'est-à-dire qu'elle modifie la posture normale et l'amplitude articulaire dans la marche. La plus commune demeure les contractures en flexum du genou ou de la hanche. La faiblesse musculaire, quant à elle, est nécessairement secondaire à une cause d'origine primaire ou secondaire. La perte de sensibilité, particulièrement la sensibilité profonde ou proprioception, nuit à la marche des individus puisque ceux-ci n'ont pas conscience de la position dans l'espace de leurs membres inférieurs de même que le type de contact qu'ils effectuent avec le sol. Ce paramètre n'est donc pas à négliger lors de l'évaluation globale du sujet. Par la suite, la première cause de douleur musculo-squelettique est la tension excessive au niveau tissulaire. Les situations les plus communes sont les traumatismes ou l'arthrite. Cette douleur peut être à l'origine de deux des obstacles à la réalisation du patron de marche normal (la difformité et la faiblesse musculaire). Finalement, les troubles du contrôle moteur s'observent à travers quatre types de déficits fonctionnels pouvant varier d'un individu à l'autre : faiblesse musculaire, perte du contrôle volontaire, émergence de synergies primitives et spasticité. Ces déficits entraînent un trouble au niveau de la contraction et de la synchronisation de l'action musculaire. L'habileté de la personne à substituer à ces problèmes est proportionnelle à sa capacité à produire des mouvements volontaires et de son acuité proprioceptive (2).

1.3. Impacts en physiothérapie

Le rôle d'évaluateur de la marche par observation permettant de relever les principales déviations du patron de marche revient fréquemment aux physiothérapeutes (8). Bien que certains auteurs s'entendent pour dire que ces professionnels de la santé sont compétents dans l'évaluation de la marche, la plupart prétendent que, dans un contexte *in vivo*, elle s'avère laborieuse et varie beaucoup selon l'évaluateur. L'expérience du physiothérapeute par exemple, peut biaiser les résultats obtenus (9,10). Les

physiothérapeutes auraient donc intérêt à faire l'usage d'outils d'évaluation faciles et rapides, ayant une validité et une fidélité adéquate, d'où l'utilité d'employer les technologies émergentes adaptées aux milieux cliniques afin d'alléger leur tâche (11).

Afin de comparer la réalité clinique aux données relevées dans la littérature, une visite dans des milieux de réadaptation ciblés du grand Montréal a été effectuée. Les cliniciens de ces milieux ont d'ailleurs été préalablement informés de cette démarche et ont été invités à remplir un sondage relatif à leurs habitudes cliniques (Annexe 1), l'objectif étant de cibler les lacunes présentes dans les milieux et de répondre aux besoins des physiothérapeutes. Les faits sont, qu'actuellement, les intervenants des différents milieux utilisent des tests standardisés pour évaluer la marche chez leurs patients, mais que ces outils sont principalement quantitatifs. L'absence d'utilisation d'outils d'évaluation de la marche par observation est donc un élément majeur ressorti du sondage, d'où l'utilité de recenser ou de créer de nouveaux outils standardisés et individualisés aux différentes clientèles dans le cadre de ce travail.

L'Institut universitaire de gériatrie de Montréal (IUGM), l'Institut de réadaptation Gingras-Lindsay de Montréal (IUGLM) et le Centre d'hébergement de Notre-Dame-de-la-Merci desservent respectivement des clientèles gériatriques, neurologiques (accident vasculo-cérébral et blessé médullaire) et orthopédiques (prothèse totale de hanche) et seront les milieux affiliés au développement de ce projet.

Le présent travail se divisera en quatre grandes parties. Une première recensant les différentes grilles et échelles d'évaluation de la marche par observation pour la clientèle âgée ayant subi un accident vasculo-cérébral (AVC). Par la suite, ces dernières seront analysées, puis comparées entre elles afin de faire ressortir la plus pertinente pour les besoins cliniques. Une seconde partie sur la clientèle post-AVC traitera de la biomécanique de la marche hémiparétique en comparaison avec la marche normale et des principales asymétries de la marche présentent chez les hémiparétiques en relation avec leurs déficits moteurs et proprioceptifs. Une grille synthèse sera ensuite proposée pour faciliter l'observation qualitative du patron de marche par les cliniciens. Dans un troisième temps, il sera question de la clientèle orthopédique. L'étude de l'arthrocinématique du membre inférieur et des perturbations à la marche qui surviennent

à la suite d'une arthroplastie totale de la hanche (PTH) seront relevées. Un lien sera ensuite fait avec l'utilisation clinique des différents outils de mesure (grilles, échelles) déjà existants. Finalement, il sera question de la clientèle blessée médullaire (BM). Les grilles d'évaluation de marche existantes actuellement seront revues afin d'en relever les éléments manquants. De plus, des suggestions seront faites au milieu afin de répondre à leurs besoins en termes d'outils objectifs à utiliser chez des individus jeunes et actifs ayant un niveau de performance plus élevé.

PARTIE I

OUTILS D'ÉVALUATION DU PATRON DE MARCHE POUR LA CLIENTÈLE ÂGÉE POST-AVC

1. Introduction

1.1. Mise en contexte

Bien que l'Institut universitaire de gériatrie de Montréal (IUGM) dessert une clientèle variée, cette section du travail portera principalement sur les personnes âgées ayant subi un AVC. Pour faire suite au sondage auquel les physiothérapeutes de l'IUGM ont répondu préalablement, une visite comprenant des entretiens avec ces derniers et l'observation de leur évaluation du patron marche a eu lieu. Les entrevues consistaient principalement en une recension des déviations notées par chacun d'eux. Afin d'être à même de constater l'état actuel de l'évaluation de la marche par observation dans ce milieu, un tableau comprenant les observations les plus souvent relevées dans la littérature a été élaboré (Annexe 2, Partie I, *Tableau II*). Chacune de ces observations provenaient d'items présents dans les différentes grilles ou échelles recensées (section 2. *Recension et critique des outils d'évaluation de la marche par observation*). En combinant ces informations à celles recueillies dans le sondage, il devenait donc possible de cibler les besoins des physiothérapeutes de l'IUGM et d'y répondre au mieux des connaissances actuelles.

1.2. État de l'évaluation de la marche par observation dans le milieu

Actuellement, à l'IUGM, l'évaluation du patron de marche est effectuée par observation visuelle pour toutes leurs clientèles. Cette observation n'est fondée sur aucun

instrument standardisé. Suite à leurs observations, une brève description du patron de marche est faite sous forme de note au dossier. Malgré l'espace restreint prévu à cet effet, les cliniciens semblent toutefois évaluer la grande majorité des items relevés dans les différentes grilles et échelles recensées dans la littérature. L'évaluation descriptive du patron de marche est faite principalement dans un contexte *in vivo* (gymnase de physiothérapie, chambre du patient, à l'extérieur, etc.) et est effectuée par certains cliniciens lors du Test de marche de six minutes dans un souci d'optimisation du temps et afin de limiter la fatigabilité du patient. Le sondage conduit chez dix physiothérapeutes travaillant à l'IUGM démontre qu'ils considèrent bonne leur capacité à évaluer correctement les déviations du patron de marche. Toutefois, certains rapportent que leurs notions en termes de valeurs normatives seraient à améliorer. Quelques-uns démontrent un intérêt pour un mode d'évaluation qui serait plus standardisé. Également, les cliniciens rapportent évaluer le patron de marche à l'évaluation initiale et à plusieurs reprises en cours de réadaptation.

1.3. Précision des besoins du milieu

Le sondage et les entrevues faites lors de la visite clinique auprès des physiothérapeutes de l'IUGM œuvrant avec la clientèle âgée post-AVC démontrent une ouverture de la part des cliniciens quant à l'évaluation de la marche par observation. Ainsi, bien que relativement confiants, les cliniciens seraient intéressés à être mis à jour et renseignés sur les outils standardisés existants actuellement dans la littérature. Il devenait donc intéressant de recenser les différents instruments disponibles à ce jour et d'en comparer les qualités métrologiques selon différents aspects. Ultimement, il sera donc possible de faire des recommandations éclairées et justifiées quant à l'outil de choix à utiliser par les physiothérapeutes de l'IUGM en lien avec leur type de clientèle.

2. Recension et critique des outils d'évaluation de la marche par observation

Une recension de la littérature a été effectuée d'octobre 2010 à janvier 2011 à partir des mots-clés principaux suivants : *observational, gait, analysis, visual, assessment, scale*. Également, les références des articles obtenus ont été consultées afin d'identifier tous les instruments évaluant le concept choisi, soit l'évaluation descriptive du patron de marche. Six grilles ou échelles d'évaluation de la marche par observation répondant à nos besoins ont été recensées. Ainsi, après avoir relevé les outils les plus pertinents pour l'évaluation du concept (qualité du patron de marche) et de la clientèle (âgée post-AVC) désirés, une recension de leurs qualités métrologiques a été réalisée (1,2). Dans le but de déterminer lequel de ces outils serait le plus utile et adéquat pour une clientèle gériatrique post-AVC, une critique approfondie de chacun d'eux a été effectuée. Également, une critique de ces instruments de mesure basée sur différents aspects tels que l'objectivité du score ainsi que l'homogénéité et l'exhaustivité des items a été effectuée (3). Toutefois, bien que non négligeables, les qualités métrologiques d'un instrument ne sont pas les seuls critères sur lesquels il faut s'appuyer lors du processus de sélection d'un outil d'évaluation (4). En effet, l'applicabilité de ce dernier dans le contexte clinique doit également être considérée. Cette qualité dite pragmatique d'un instrument réfère entre autres aux aspects techniques de l'outil, soient la formation préalable du clinicien, les équipements et le temps nécessaires à l'administration qui incombent, à la fois, à l'évaluateur et au patient (5,6). Il devenait donc impératif de s'attarder au niveau d'applicabilité des différents outils dans le contexte de l'IUGM afin d'assurer la réussite d'une utilisation éventuelle dans le milieu.

Bien qu'imparfaite, une uniformisation du vocabulaire a été employée pour catégoriser les items de marche des différents instruments à partir du cadre conceptuel de la *Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé* (CIF) (7). Le terme *déficience* a été utilisé pour les items de marche évaluant l'état d'une structure anatomique ou d'une fonction organique (ex : diminution d'amplitude musculaire, perte de force musculaire) et le terme *incapacité* pour une limitation dans l'exécution d'une action (ex : diminution de la longueur ou de la hauteur du pas).

Seront donc présentés, analysés et comparés les outils d'évaluation par observation de la qualité du patron de marche suivant : le *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (GARS-M), le *Performance-Oriented Mobility Assessment* (POMA), le *Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System* (OGA), le *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT), le *Wisconsin Gait Scale* (WGS) et le *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA).

2.1. Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M)

Développé pour une clientèle âgée en perte d'autonomie, le *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (GARS-M) est un outil permettant d'évaluer des variables du patron de marche associées à un risque de chute. Conçu dans un souci de limiter les contraintes de temps, il ne contient que sept items cotés de 0 à 3 (0= normal, 3= pathologique) pour un total sur 21 points et prend d'une à 15 minutes à compléter (8, 9). (Annexe 2, Partie I, *Figure 1*) Bien qu'il puisse être utilisé *in vivo*, il est suggéré d'utiliser des enregistrements vidéo avec possibilité de recul et d'arrêt sur image. Sauf pour la canne simple, aucune aide technique n'est autorisée.

Une étude de VanSwearingen et coll. (1999) portant sur 52 sujets âgés en moyenne de 74,8 ans a démontré que la fidélité intra-juge est modérée à substantielle ($k = 0,49 - 0,68$; ICC= $0,95 - 0,98$) et que la fidélité inter-juges est bonne ($k = 0,58 - 0,60$; ICC= $0,97 - 0,98$). La validité concomitante du GARS-M avec la longueur du cycle ($r = -0,754$) et la vitesse de marche ($r = -0,679$) a permis de constater la relation entre ces caractéristiques quantitatives de la marche et le risque de chute. Sa validité de construit permettant de distinguer les sujets ayant déjà chuté de ceux n'ayant pas d'antécédent (étude rétrospective) a aussi été démontrée ($t = 4,583$; $df = 2,5$; $p < 0,000$) (9). Huang et coll. (2008) se sont penchés plus précisément sur l'item 1 concernant la variabilité du pas. La validité concomitante avec des mesures de variabilité du pas informatisées à l'aide du GaitMat II chez 46 personnes âgées a démontré une bonne sensibilité (89 %) et une spécificité modérée (53 %). La valeur prédictive positive (65 %) est inférieure à la valeur prédictive négative (71 %). Également, il a été démontré que les résultats sont plus valides lorsque le GARS-M est appliqué chez un sujet ayant une faible vitesse de marche (10).

L'étude de VanSwearingen et coll. (1999) a été faite à partir d'enregistrements vidéo, malgré que cet outil d'évaluation de la marche ait été conçu initialement pour un usage *in vivo*. Ceci affecte donc la validité externe du GARS-M. De plus, compte tenu de l'utilisation fréquente d'aide ambulatoire chez la clientèle ciblée autre qu'une canne simple (marchette, canne quadripode), cet outil ne respecte pas la réalité clinique. Pour ce qui est de l'item *Staggering – sudden and unexpected laterally directed partial losses of balance*, bien que pertinent pour prédire le risque de chute, il est peu intéressant en ce qui a trait à l'évaluation descriptive de la marche et démontre un taux de concordance inter-juges plutôt faible (9).

Le GARS-M est hétérogène puisque des sept items, seulement trois d'entre eux concernent des déficiences (#4: *Foot contact – the degree to which heel strike the ground before the forefoot*, #5: *Hip ROM – the degree of loss of hip range of motion seen during a gait cycle* et #6: *Shoulder extension: a measure of the decrease of shoulder range of motion*), alors que les quatre autres portent sur des incapacités à la marche. Non exhaustif, il n'inclut aucune observation au bassin, au tronc ou au genou, une articulation pourtant essentielle à évaluer chez le patient post-AVC lors de la marche (11). Toutefois, il faut rappeler que cet outil est destiné à l'évaluation d'une clientèle âgée sans condition spécifique. Le système de cotation du GARS-M est malgré tout majoritairement objectif. En effet, outre certains items comprenant des allocutions subjectives (ex : bonne, évidente, claire, à peine), ils sont généralement bien décrits et laissent peu place à interprétation.

Le GARS-M est outil simple et rapide d'utilisation. Toutefois, comme les besoins cliniques ici ne sont pas relatifs au risque de chute, que le GARS-M ne permet pas l'utilisation d'une aide technique à la marche et qu'il ne couvre pas les éléments descriptifs essentiels à l'évaluation du patron de marche, il ne semble pas adéquat pour être utilisé avec la clientèle ciblée.

2.2. Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)

Le *Performance-Oriented Mobility Assessment* (POMA) est un outil de mesure divisé en deux sections permettant à la fois d'évaluer l'équilibre (POMA-B) et différents aspects descriptifs du patron de marche (POMA-G) (12). La somme des résultats de ces deux volets, respectivement sur 16 et 12 points (0-1 ou 2 points/item), donne un score total (POMA-T) sur 28 points. Développé en 1986 par Tinetti et coll. afin d'évaluer le niveau fonctionnel des patients âgés, le POMA est décrit, encore aujourd'hui, comme étant un outil intéressant pour stratifier le risque de chute chez cette clientèle (13,14). Les items du POMA-G évaluent notamment l'initiation, la longueur et la hauteur du pas, la symétrie et la continuité de la longueur de pas, la direction du mouvement ainsi que les oscillations au tronc. (Annexe 2, Partie I, *Figure 2*) Son application en clinique par un physiothérapeute expérimenté prend environ 15 minutes (12).

Étant donné que l'aspect de l'évaluation de la marche est celui qui nous intéresse ici, nous nous attarderons aux qualités métrologiques du POMA-G. Tout d'abord, on lui reconnaît une bonne fidélité inter-juge ($r=0,80-0,89$) et une fidélité test-retest modérée ($r=0,72-0,77$) (12). Une validité de critère concomitante à l'amplitude de mouvement de la cheville modérée ($r=0.63$) a été démontrée (15). La corrélation avec la vitesse de marche, le Timed Up and GO (TUG) et des questionnaires de participation ou de restriction aux activités est modérée ($r=|0.51|-|0.56|$). Aucun effet plancher n'a été observé. Par contre, un effet plafond a été noté dans 21,2 % des cas. On reconnaît également au POMA-G un pouvoir discriminatoire significatif relativement à l'utilisation par le sujet d'une aide technique (pas d'aide technique, canne, marchette ou fauteuil roulant). Un pointage de l'ordre de neuf points sur 12 ou moins permet au POMA-G de prédire un risque potentiel de chute. Ce pouvoir prédictif est presque le même que pour le POMA-B et le POMA-T. Pour un intervalle de confiance (IC) à 95 %, les trois échelles démontrent une sensibilité de 64 % (44,5 %-79,8 %). La spécificité du POMA-G est de 62,5 % (49,4 %-74 %) (12).

Peu axé sur les déficiences apparentes du patron de marche (hauteur et longueur du pas), le POMA-G s'attarde davantage sur les incapacités (ex : asymétrie, diminution de la longueur du pas). Cela n'est toutefois pas péjoratif dans la mesure où il est pratiquement homogène dans ce qu'il évalue. Par contre, cela le rend peu exhaustif en ce

qui a trait à l'évaluation des déficits observés à chaque articulation pendant tout le cycle de marche. Il est aussi à noter que deux des items, ceux-ci concernant la trajectoire de la marche et les oscillations du tronc, pénalisent le patient si ce dernier utilise une aide ambulatoire. Ces items du POMA-G n'évaluent alors pas le concept désiré comme tel. Son système de cotation généralement dichotomique, seuls deux items étant cotés de 0-2, lui confère un pointage objectif.

En somme, bien que relativement fidèle et valide, Faber et coll. (2006) affirment que le POMA-G performe moins bien à tous les niveaux comparativement au POMA-B et au POMA-T (12). Par contre, dans une optique de contrainte de temps et où le patient âgé est souvent à risque de chute, le POMA-T pourrait être une échelle intéressante. Tenant compte des besoins cliniques actuels concernant les incapacités, sans pour autant négliger les déficiences du patron de marche, le POMA-G ne serait pas considéré comme un outil potentiel de l'évaluation de la qualité de la marche.

2.3. *Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System (OGA)*

Le système d'évaluation de la marche par observation conçu par le *Rancho Los Amigos Rehabilitation Center* (OGA) est une grille comportant 36 lignes et huit colonnes. Chaque ligne représente une déviation du patron de marche (tronc : 3, bassin : 8, hanche : 5, genou : 7, cheville : 10 et orteils : 3) et chacune des colonnes est associée à une phase du cycle de marche (Annexe 2, Partie I, *Figure 3*). Les cases ont chacune une couleur distincte (noir : non-applicable, gris : déviation mineure et blanc : déviation majeure) et doivent être cochées uniquement lorsque l'une des déviations est observée sur le membre inférieur (gauche ou droite) de référence. Il peut s'appliquer à tout type de patient. On suggère que les observations soient faites de distal à proximal et horizontalement dans le tableau pour chacune des déviations potentielles. Par la suite, à l'aide du guide d'utilisation de l'OGA, il est possible de relier chacune de ces déviations à une cause potentielle (16). De plus, ce document propose une description détaillée du patron de marche normal et offre des valeurs normatives quant aux amplitudes articulaires et à l'activité musculaire survenant tout au long du cycle. Par contre, les enregistrements vidéo seraient fortement recommandés (17,26).

Aucune étude de validité, fidélité, sensibilité ou spécificité n'a été effectuée relativement à l'OGA (18). Pourtant, comme aucune description des catégories utilisées pour décrire les déviations (ex. : excess, lacks et inadequate) n'est disponible, il est fort probable que la fidélité en soit affectée.

Considérée comme étant plutôt hétérogène, l'OGA est une grille d'observation de la marche qui évalue des déficiences, mais qui comporte également des items d'observation permettant de trouver la cause d'une déviation (ex : wobbles). Ces derniers sont relativement exhaustifs puisqu'ils concernent toutes les articulations de mise en charge de même que des déviations du tronc, et ce, dans plus d'une direction (flexion/extension du genou, flexion plantaire/dorsale à la cheville). À noter que les observations incluses dans l'OGA sont évaluées à toutes les phases du cycle de marche, ce qui rend l'outil plutôt complet. Toutefois, aucun item concernant les membres supérieurs n'est abordé. Compte tenu de la cotation dichotomique de la grille, son score est plutôt objectif. Toutefois, il n'est pas déterminé si cette déviation est légère, modérée ou sévère.

Cette grille permet de bien organiser l'information, d'établir une séquence d'évaluation logique et d'interpréter efficacement les données de par son format (19). Par contre, étant donné qu'il est un outil de type générique, son exhaustivité le rend très peu spécifique pour la clientèle évaluée. De plus, cette caractéristique impose un fardeau considérable tant au patient qu'à l'évaluateur, portant ainsi atteinte à l'acuité d'observation de ce dernier (20). En effet, l'attention que le physiothérapeute doit porter à chacun des items est inversement proportionnelle à leur nombre. Ainsi, l'utilisation de l'OGA nécessiterait soit que le patient effectue une marche continue de longue durée ou l'utilisation de matériel vidéo graphique.

2.4. Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)

C'est par souci d'offrir un outil d'évaluation de la marche par observation complet, homogène, objectif et sensible pour la clientèle neurologique post-AVC que le *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT) a été élaboré. Il contient 31 items évaluant 45

composantes de mouvement. Quatre items traitent des membres supérieurs et du tronc pendant les deux phases confondues (Section A). Les autres items évaluent le tronc, le bassin et les membres inférieurs lors des deux phases du cycle de marche, à l'appui (Section B : 14 items) et à l'oscillation (Section C : 13 items) (Annexe 2, Partie I, *Figure 4*) Ces composantes dites «coordonnées» sont évaluées dans les plans sagittal et frontal simultanément à de caméras et sont cotées entre 0 et 3 points, la valeur inférieure signifiant la normalité, pour un total maximal de 64 points. Il prend 20 minutes à effectuer en clinique. L'enregistrement vidéo est nécessaire avec possibilité de recul et arrêt sur image au besoin.

Le GAIT a une bonne fidélité intra-juge (ICC= 0,98; $p= 0,0001$; 95 % CI= 0,95, 0,99) et inter-juge entre cliniciens expérimentés (3 séances d'environ 1h30) (ICC= 0,996; $p= 0,0001$; CI= 0,986, 0,999) ou non (ICC= 0,83; $p= 0,007$; 95 % CI= 0,32, 0,96) (21). Les items 26 et 27 portant sur le genou, respectivement en début ($r= 0,65$; $p= 0,001$) et au milieu de la phase d'oscillation ($r= 0,76$; $p= 0,0001$) dans le plan sagittal, présente une corrélation de Spearman modérée avec les données recueillies par capteurs de mouvement. On lui reconnaît également une capacité de discrimination pré-/post-traitement ($z= -2,93$, $p= 0,003$ et $z= -3,3$, $p= 0,01$). A aussi été démontrée une sensibilité statistiquement significative aux avantages d'un programme d'exercices avec et sans FES (*parameter estimate*= 1,72, $p= 0,021$; CI= 0,254-3,12). Daly et coll. (2009) rapportent que le G.A.I.T est un outil d'évaluation de la marche par observation plus complet que le POMA-G, le WGS, le RVGA et même l'OGA. En effet, il contient davantage d'items et totalise un plus grand score concernant les membres inférieurs et supérieurs. On le considère également plus homogène que le POMA-G puisqu'il ne contient que des items évaluant les déficiences du patron de marche et non pas les incapacités observées. De plus, comparé au RVGA, il serait plus objectif étant donné le pointage dichotomique (absent/présent) de sept de ses items (3).

Tout à fait homogène dans ce qu'il évalue, soient les déficiences du patron de marche chez l'hémiplégique, le GAIT est d'autant plus exhaustif à ce niveau. En effet, il couvre, par exemple, pas moins de sept observations concernant le genou, et ce, dans différentes phases du cycle de marche. Toutefois, aucun item ne réfère à des incapacités telles la longueur ou la symétrie du pas. Plusieurs observations sont cotées de manière

quantitative à l'aide de points de repère en termes d'amplitudes articulaires. D'autres laissent davantage place à interprétation alors que les déficiences sont dites «excessives», «anormales», ou «réduites».

Le fait que le GAIT soit un outil d'évaluation de la marche par observation très exhaustif et nécessitant des enregistrements vidéo le rend difficilement utilisable en clinique. D'ailleurs, on ne retrouve dans la littérature aucune autre étude que celle de Daly et coll. (2009) s'étant penchée sur cette échelle. De plus, bien qu'un guide soit offert pour rendre son application optimale, il demeure laborieux de répondre à certains items (ex. : item 15) qui nécessite de choisir un type de déviation avant de coter. Ainsi, bien que le GAIT semble être un bon outil en termes de qualités métrologiques, il est peu envisageable qu'il puisse être utilisé en clinique.

2.5. *Wisconsin Gait Scale (WGS)*

Le *Wisconsin Gait Scale* (WGS) est une échelle ordinale évaluant 14 variables observables à la marche chez l'hémiplégique concernant le membre inférieur et les transferts de poids à chaque phase du cycle (22). Le score pour chaque item varie de 1 à 3 ou 1 à 5, pour un total sur 45 points, selon que le paramètre évalué s'apparente au côté sain (ou à la normale) (1) ou est pathologique (3 ou 5) (Annexe 2, Partie I, *Figure 5*). Pizzi et coll. (2007) estiment à 15-20 minutes pour analyser les enregistrements vidéo à l'aide du WGS (23).

Turani et coll. (2004) ont démontré chez 35 patients hémiplégiques qu'il existe une corrélation entre certaines variables du WGS, notamment la durée de mise en charge sur le membre atteint et l'utilisation d'une aide technique ($r = 0,62$; $p < 0,01$) ainsi qu'entre la rotation du bassin (plan transversal) et les transferts de poids ($r = 0,63$; $p = 0,007$). Il n'est donc pas surprenant que la présence d'une association entre le score du WGS et le stade de récupération du membre inférieur de Brunnström au congé ($r = 0,54$; $p < 0,01$) ait également été ressortie (24).

Le WGS est relativement homogène en ce qui a trait à la majorité des items, ceux-ci portant sur des déficiences observables du patron de marche. Toutefois, certains d'entre eux n'évaluent pas le concept désiré, par exemple l'utilisation d'une aide technique ou l'aspect précautionneux de la marche. Des incapacités comme la longueur du pas ou le temps d'appui unipodal sont également couvertes. De plus, certaines observations importantes sont absentes du WGS. Aucune observation ne s'attarde aux membres supérieurs ou à l'hyperextension du genou pouvant survenir à la phase d'appui du membre atteint. Il n'en demeure pas moins intéressant, car il évalue tout de même un large éventail de paramètres importants du patron de marche (23). Le système de cotation est bien détaillé et réfère souvent au membre sain. Plusieurs items sont également décrits avec des points de repère objectivables tels des amplitudes articulaires.

Les items du WGS sont généralement bien décrits de même que le système de cotation pour chacun d'eux. De plus, sans être trop laborieux, il demeure exhaustif à la fois. Toutefois, la manière dont il a été développé peut faire douter de sa validité. En fait, conçu en réponse à l'absence d'outils valides et fidèles portant sur l'évaluation par observation de la qualité de la marche chez l'hémiplégique (dans le cadre d'une étude de Rodriquez et coll. (1996) sur l'efficacité d'un entraînement à la marche), aucune validité n'a été évaluée. De même, la nécessité d'avoir des enregistrements vidéos limite une utilisation *in vivo* du WGS en clinique.

2.6. Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA)

Le *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA) est une échelle à quatre niveaux d'analyse de la marche par observation pour une clientèle neurologique diversifiée. (Annexe 2, Partie I, *Figure 6*) Elle comprend deux observations des membres supérieurs ainsi que 18 observations du tronc et du membre inférieur dont 11 à la phase d'appui et sept à l'oscillation. Le degré d'anormalité des composantes est coté de 0 à 3 (0= normal, 1= léger, 2= modéré et 3= sévère) pour un total sur 59 points et prend 10-15 minutes à établir.

La fidélité intra-juge suggère 10,5 points comme étant le seuil minimal de différence significative. Le niveau de fidélité inter-juge s'est avéré raisonnable autant pour

le score global ($p < 0,001$) que pour les items individuels (accord complet dans 63,8 % des observations), mais s'amointrissait considérablement quant aux paramètres du tronc et du bassin. La concordance des résultats est améliorée suite à une courte période (10 minutes) de formation sur le test. Chez des patients souffrant de sclérose en plaques (SEP), une corrélation significative a été démontrée entre le temps nécessaire pour parcourir 10 mètres et les changements de score au RVGA ($r = 0,68$; $p < 0,01$). Une corrélation tout aussi significative ($r = 0,53-0,79$; $p < 0,001$) a été démontrée entre le score global du RVGA et les différents critères de mesure (temps nécessaire pour parcourir une distance de 10 mètres, longueur du cycle, Rivermead Mobility Index (RMI), équilibre fonctionnel et asymétrie de la longueur de pas). Une seule étude de Lord et coll. (1999), s'est penchée sur les qualités métrologiques du RVGA. La qualité de la méthodologie était faible en termes de sujets (nombre) et d'analyses statistiques (seulement des pourcentages d'accord). D'autres données ont été analysées, mais les résultats sont peu concluants. Les auteurs rapportent qu'une réduction d'au moins six points au score global est nécessaire pour observer un changement significatif chez le patient (25). Cependant, cette conclusion n'est fondée que sur les résultats de 10 sujets. De plus, selon Toro et coll. (2003), la validité de critère référait à des mesures inappropriées n'évaluant pas la cinématique ni la cinétique de la marche (18).

Le RVGA est très homogène en ce sens qu'il contient uniquement des items s'intéressant à des déficiences observables du patron de marche. De plus, il peut être qualifié d'exhaustif dans l'optique où il s'attarde autant au membre inférieur qu'au tronc et au bassin en plus d'avoir des items concernant le membre supérieur. Par contre, il ne s'intéresse pas aux incapacités pouvant résulter de ces déficiences, comme la symétrie ou la longueur du pas. Son système de cotation est plutôt subjectif (léger à sévère), sauf pour l'item #2 (flexion du coude) qui associe chacun des scores à une amplitude articulaire. Par contre, le guide d'utilisation disponible permet de mieux objectiver les observations. Pour deux items (#14 et #15), une flèche bidirectionnelle permet facilement d'identifier le sens (gauche/droite, avant/arrière) de la déviation observée.

En effet, aux dires de certains utilisateurs du RVGA, cet outil nécessite un niveau d'expérience minimal étant donnée la subjectivité de la cotation. Par contre, en comparaison avec une description écrite qui nécessite tout autant de qualifier les

déficiences de légères, modérées ou sévères, le RVGA permet une certaine standardisation de la mesure en plus de cibler les points importants à vérifier. Compte tenu de la faiblesse des études portant sur les qualités métrologiques, le RVGA doit toutefois être utilisé en maintenant certaines réserves (peu de données sur la fidélité et la validité). Toutefois, il est rapide, semble facile d'utilisation et il possède une échelle de cotation très visuelle. Le RVGA serait donc un outil descriptif de l'évaluation du patron de marche qui procurerait aux cliniciens, conjointement à d'autres mesures, des informations intéressantes sur l'impact de leur intervention en physiothérapie chez une clientèle neurologique (25).

3. Discussion

Les outils décrits précédemment possèdent tous, bien évidemment, leurs forces et leurs faiblesses concernant l'évaluation du patron de marche par observation chez la clientèle âgée post-AVC. Pour être à même de déterminer lequel d'entre eux serait le plus adéquat à utiliser dans le cadre de la pratique clinique actuelle, une comparaison de ceux-ci devait être effectuée selon différents critères. Ainsi, d'après leur respect du concept et de la clientèle désirés, leurs qualités métrologiques et leur niveau d'applicabilité en clinique, de ces différents instruments ressortira possiblement une grille ou une échelle qui pourra être considérée comme un outil potentiel à présenter aux physiothérapeutes de l'IUGM. (Tableau I)

Tout d'abord, en réponse aux besoins cliniques concernant l'évaluation du patron de marche par observation, le GAIT, l'OGA, le WGS et le RVGA s'illustrent comme étant les outils les plus intéressants. En effet, ils mesurent plus adéquatement le concept désiré contrairement au GARS-M et au POMA-G qui s'attardent davantage au risque de chute associé au patron de marche plutôt qu'à son aspect descriptif. Ainsi, ces deux outils ne seront plus à considérer vu notre objectif initial. À noter que, des quatre outils retenus quant au respect de l'évaluation du concept, l'OGA et le GAIT se démarquent moins bien puisqu'ils sont peu spécifiques à la clientèle post-AVC.

Tableau 1 : Comparaison des outils

Outils	Évaluation du concept	Qualités métrologiques	Applicabilité en clinique
Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M)	-	+	+
Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)	-	+	+
Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis (OGA)	+	-	-
Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)	+	+	-
Wisconsin Gait Scale (WGS)	++	-	-
Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA)	++	-	++

Réalisé par : Annie Brochu, candidate à la Maîtrise professionnelle en physiothérapie à l'Université de Montréal

Concernant les qualités métrologiques, le POMA et le GARS-M se démarquent, car on retrouve des études plus nombreuses et de meilleure qualité portant sur leur sujet. Par contre, des outils les plus pertinents pour le concept désiré, le GAIT est le seul ayant passé par un processus de validation conforme bien qu'une seule étude porte sur le sujet. L'OGA, le RVGA et le WGS démontrent de faibles qualités métrologiques et celles-ci ont été peu ou pas étudiées ou publiées. Ainsi, l'OGA, le RVGA et le WGS bénéficieraient de recherches supplémentaires s'attardant davantage à leurs qualités métrologiques afin de s'assurer qu'ils répondent aux critères de base de qualité des instruments de mesure et ainsi assurer une utilisation clinique optimale.

En ce qui a trait à l'applicabilité, étant donné que le GAIT est très, voire trop exhaustif, il ne serait pas idéal dans un contexte clinique où les contraintes de temps sont omniprésentes. De plus, il nécessite des enregistrements vidéos, tout comme le WGS qui, dès lors, est exclu pour la même raison. En effet, actuellement, les milieux cliniques, notamment l'IUGM, ne sont pas suffisamment équipés pour permettre un usage efficient

de la vidéographie. Pourtant, cette technologie, simple et peu coûteuse, aurait le potentiel d'améliorer l'évaluation du patron de marche en clinique.

Au terme de cette comparaison des outils d'évaluation du patron de marche par observation pour une clientèle âgée post-AVC, l'OGA et le RVGA semblent les plus intéressants. En effet, en plus de répondre adéquatement au concept, ils se rapprochent considérablement de ce qui se fait présentement en clinique, mais avec l'avantage d'être plus objectifs. Toutefois, étant plus spécifique à la clientèle AVC, le RVGA se démarque considérablement de l'aspect générique de l'OGA, pourtant exhaustif et respectueux du concept.

Le RVGA semble donc l'outil le plus adéquat pour évaluer le concept désiré chez la clientèle cible. En effet, il est concis et exhaustif à la fois en plus d'offrir un système de cotation visuelle facile d'utilisation pour tout physiothérapeute moins expérimenté. De plus, ne nécessitant aucun enregistrement vidéo, il peut être utilisé dans un contexte *in vivo* compatible avec la réalité clinique. Ainsi, en maintenant certaines réserves quant aux qualités métrologiques peu étudiées du RVGA, il ressort comme l'outil de choix en réponse aux besoins cliniques actuels concernant l'évaluation de la qualité du patron de marche par observation chez la clientèle âgée post-AVC.

4. Conclusion

En réponse à un besoin de l'Institut universitaire de gériatrie de Montréal (IUGM) concernant la standardisation de l'évaluation du patron de marche pour la clientèle âgée post-AVC, une revue de littérature portant sur les outils évaluant cet aspect descriptif de la marche a été effectuée. Ainsi, six instruments potentiels ont été recensés, soient le *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (GARS-M), le *Performance-Oriented Mobility Assessment* (POMA), le *Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System* (OGA), le *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT), le *Wisconsin Gait Scale* (WGS) et le *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA).

Suite à une critique considérant le respect du concept à évaluer (qualité du patron de marche), les qualités métrologiques et le niveau d'applicabilité en clinique de chacun d'eux, le RVGA semble l'outil le plus adéquat pour répondre aux besoins de l'IUGM en matière d'évaluation du patron de marche pour une clientèle âgée post-AVC. En effet, il est spécifique au concept et à la clientèle désirés en plus d'être facilement applicable dans le milieu clinique. Bien sûr, le manque d'études à son sujet laisse douter de ces qualités métrologiques. Par contre, partant du fait qu'actuellement à l'IUGM cet aspect de l'évaluation de la marche s'en tient à une brève description plutôt subjective, l'intégration du RVGA serait un pas vers une évaluation du patron de marche plus standardisée.

Dans le cadre d'un exposé clinique résumant ce chapitre présenté aux physiothérapeutes de l'IUGM, la plupart d'entre eux ont démontré un certain intérêt pour le RVGA. Ils l'ont trouvé effectivement facile d'utilisation et plutôt exhaustif concernant les observations relevées lors de leur évaluation du patron de marche. Toutefois, ils ont maintenu une certaine réserve par rapport à la faiblesse de ses qualités métrologiques.

Ainsi, il ressort de cette revue de littérature et des visites à l'IUGM qu'il y a encore place à amélioration en ce qui concerne les outils d'évaluation du patron de marche pour la clientèle âgée post-AVC. Il serait donc intéressant que d'autres études se penchent davantage sur le RVGA pour en évaluer les qualités métrologiques ou alors développent d'autres outils pour permettre une évaluation objective et standardisée optimale du patron de marche par observation.

PARTIE II

Exigences de la marche et synergies des personnes hémiparétiques

1. Épidémiologie

L'accident vasculo-cérébral (AVC) entraîne de nombreuses conséquences sur la santé de la population canadienne. En 2008, selon l'Institut canadien d'information sur la santé, le taux d'hospitalisation dû à un AVC était de l'ordre de 128/100 000 habitants, et ce, dans une plus grande proportion pour la gente masculine (1). De ce taux, Statistiques Canada a relevé que 48,7 personnes par 100 000 habitants décèdent des suites d'un AVC (2). La région montréalaise affiche des données similaires avec un taux de décès à 44,4/100 000 habitants et un plus grand nombre de victimes chez les hommes (Annexe 2, Partie II, *Tableau I*) (2). De plus, l'AVC affecte 50 000 nouveaux cas par année au Canada (3). La croissance de plus en plus importante de cette incidence de la maladie coïncide avec l'augmentation des facteurs de risques présents dans la population de même qu'avec l'avancement en âge de celle-ci. En effet, deux AVC sur trois surviennent chez des gens âgés de plus de 65 ans. De plus, après l'âge de 55 ans le risque de subir un AVC double tous les dix ans (4,5).

Le facteur de risque le plus prédictif d'une maladie vasculaire cérébrale est la présence de haute tension artérielle (HTA) avec une prévalence de 23,2 % pour la population canadienne et de 19,0 % pour la population montréalaise (2,5). Le diabète mellitus, dont la prévalence augmente de façon croissante depuis les dernières années, de même que les maladies cardio-vasculaires sont aussi des facteurs de risque très importants. La dyslipidémie, l'obésité, le tabagisme, la consommation importante d'alcool et le manque d'activité physique sont d'autres exemples de facteurs influant sur l'apparition d'une maladie vasculaire cérébrale (5).

2. Étiologie et pathophysiologie

L'AVC se classifie selon trois grandes étiologies: les hémorragies, les thromboses et les embolies. Les hémorragies cérébrales, dues à l'hypertension, aux ruptures d'anévrismes et aux malformations artério-veineuses, se caractérisent par une sortie du flot sanguin de la lumière des vaisseaux. La compression tissulaire qui en résulte provoque des lésions en étouffant les tissus et en limitant l'apport sanguin via les capillaires. Les thromboses vasculaires, c'est-à-dire l'occlusion d'un vaisseau par accumulation de plaques sclérotiques sur ses parois, peuvent être asymptomatiques durant toute la période d'installation. Les dommages aux structures cérébrales sont induits par l'ischémie causée par le blocage vasculaire et évoluent jusqu'à ce que l'AVC soit complet. L'embolie artérielle est la troisième cause d'AVC. Le thrombus peut provenir soit d'une des artères carotides, soit du sinus carotidien ou bien du cœur lui-même. Il se loge en distal, où les vaisseaux sont plus petits; ce qui empêche le passage du thrombus. Ce type d'AVC peut être ischémique ou hémorragique (5).

Les gens souffrant d'une hémorragie hypertensive victime d'un AVC présentent habituellement d'importantes céphalées, une pression sanguine supérieure à 170/90 mmHg et parfois des vomissements. L'apparition des symptômes est subite et elle évolue dans le temps selon l'importance du saignement. Les hémorragies par rupture d'anévrisme sont asymptomatiques avant le moment de la rupture. Une atroce migraine sans perte de conscience ou une perte de conscience soudaine sont les principaux indicateurs de la rupture; le sang s'introduit alors rapidement dans l'espace sous-arachnoïdien. Dans les cas sévères, cela peut mener jusqu'au coma avec rigidité de décérébration suivi d'un coma profond persistant et d'un arrêt cardio-respiratoire. La mort survient habituellement dans un délai inférieur à cinq minutes. Dans les cas moins graves, la conscience est retrouvée à l'intérieur de quelques heures avec une certaine confusion, de l'amnésie, des maux de tête, une raideur cervicale et de la somnolence associées. Les personnes ayant un AVC par thrombose présentent des signes et symptômes très variables, mais dans 60 % des cas, l'occlusion se produit durant le sommeil sans symptômes préalables. Les embolies cérébrales présentent elles aussi des tableaux cliniques très différents les uns des autres. Par contre, au contraire des thrombus, leur installation se produit de façon très précipitée, sans avertissement. L'artériographie est le

moyen diagnostique le plus pertinent pour détecter les thromboses et les embolies cérébrales (5).

3. Portrait clinique

Les patients ayant subi un AVC ont des atteintes qui varient en fonction du site de la lésion, du temps d'hémorragie, de l'irrigation par un système de collatérales, de leurs capacités pré-lésionnelles, de leur âge, de la présence d'une chute ou non lors du malaise, etc. (5). En général, l'atteinte unilatérale est la conséquence d'une interruption du flot sanguin au niveau d'une artère carotide, alors que les problèmes bilatéraux proviennent d'un manque d'irrigation du système basilaire (6). En plus de la perte totale (hémiplégie) ou partielle (hémiparésie) de la force musculaire du côté opposé à l'accident, due à la décussation des pyramides, les principaux déficits rencontrés sont une atteinte de la sensibilité tactile et proprioceptive, du tonus, de l'équilibre, de même que des troubles cognitifs, perceptuels et parfois du langage (5). Les déficiences varient selon l'hémisphère cérébral atteint, droit ou gauche et l'étendue de la lésion. Les atteintes de l'hémisphère droit peuvent entraîner une héli-négligence du côté atteint (gauche), c'est-à-dire une ignorance totale ou partielle de cette moitié du corps. Le tonus musculaire anormal est une autre des conséquences de l'AVC. Certains patients auront une période dite flaccide où le tonus musculaire est très réduit et associé à une hyporéflexie (7). Il est alors impossible pour la personne de mouvoir activement les parties atteintes de son corps. Cette période est généralement de courte durée. Un retour graduel de la fonction motrice est caractérisé par une augmentation du tonus musculaire jusqu'à un état de spasticité, c'est-à-dire une hypertonie musculaire réactive à la vitesse et une hyperréflexie. Souvent associée à des schèmes de synergies musculaires anormales (Annexe 2, Partie II, *Tableaux II et III*), la spasticité permet habituellement une meilleure fonction au patient. Par contre, une spasticité trop importante peut s'avérer aussi nuisible qu'un état flaccide (6). Ces problèmes moteurs et sensoriels fréquemment rencontrés chez les personnes ayant subi un AVC nuisent également à l'équilibre, à la coordination et à la marche.

4. Marche chez la personne hémiparétique

Suite à un AVC, la personne présente une difficulté à marcher et parfois la marche ne sera pas possible. Von Schroeder et coll. ont rapporté, en 1995, que seulement 23 à 37 % des sujets ayant subi un AVC peuvent marcher indépendamment la première semaine post-AVC (8). Heureusement, trois semaines post-AVC (ou au congé) 50 à 80 % des personnes peuvent déambuler de façon autonome, 70 % selon Craik et Oatis (1995) (9). Par contre, il va sans dire que leur démarche est particulière soit lente, laborieuse et abrupte (10). Les déficiences physiques telles que la perte de force musculaire, l'incoordination, la diminution de l'équilibre et de la sensibilité et les changements du tonus musculaire affectent grandement la marche. De plus, la marche chez la personne après un AVC est globalement caractérisée par une asymétrie des paramètres spatio-temporaux, cinétiques et cinématiques, une diminution de la vitesse de marche, de l'endurance et un coût énergétique plus élevé que les sujets contrôles en santé (11, 12,13). En plus d'aborder les changements à la marche chez les personnes hémiparétiques par rapport aux sujets en santé, les prochaines sections aborderont divers éléments à considérer lors de l'évaluation de la marche chez cette clientèle. À la fin, des recommandations seront émises pour que l'évaluation chez cette clientèle puisse prendre en considération des éléments importants issus des écrits scientifiques.

4.1. Analyse en référence aux paramètres spatio-temporels

La vitesse de marche de la personne hémiparétique est réduite. Les valeurs rapportées s'échelonnent de 0.08 m/s et 1,05 m/s alors que, en moyenne, celles des sujets sains se situent entre 1,0 et 1,5 m/s (14,16,17). La vitesse de marche est influencée par la longueur du cycle et la cadence (nombre de pas/min) (8,14,16). Chez les sujets sains, la cadence naturelle est en moyenne de 115 pas/min (18) alors que chez les hémiparétiques, elle peut être très basse (27,9 à 47,2 pas/min selon Bohannon et coll. (19) et 57 pas/min selon Brandstater et coll. (11) même chez des sujets ayant un bon retour moteur. La longueur du pas et du cycle de marche sont également réduits chez la personne après un AVC ce qui contribue également à la réduction de la vitesse de marche. Balasubramanian et coll. (20) ont montré que l'asymétrie dans la longueur du pas

est étroitement liée au manque de génération d'une force propulsive du côté parétique lors de la marche hémiparétique. Dans une étude récente, ce groupe d'auteurs (21) ont aussi démontré que le placement des pieds est différent en avant et arrière, mais aussi en latéral par rapport au bassin chez les sujets hémiparétiques et ce, en fonction de leur vitesse de marche. Les résultats montrent que l'asymétrie latérale, différence de position des pieds par rapport au bassin, est significativement liée au pourcentage de poids supporté par le membre parétique. Ce groupe d'auteurs (21) recommandent donc de quantifier en plus de la longueur des pas, la position des pieds par rapport au bassin.

Les changements de vitesse de marche, de cadence et de longueur du pas (ou cycle) sont associés à des modifications des temps et des proportions des diverses phases du cycle de marche. À vitesse de marche naturelle, un cycle normal de marche, période correspondant à deux contacts successifs identiques du même pied, le plus souvent talon à talon, a une durée moyenne d'environ 1,2 secondes (0,8 à 1,2) (6). Chez le sujet hémiparétique marchant plus lentement, les valeurs augmentent jusqu'à 1,8 seconde (22). L'équipe de Roth et collègues (12) ont enregistré des cycles d'une durée allant jusqu'à 2,22 secondes. Pour analyser la marche et permettre une comparaison entre les individus, le cycle de marche est normalisé sur une échelle de 0 à 100 % et subdivisé en phases d'appui et d'oscillation. Chez l'adulte sain, à vitesse naturelle, les phases d'appui occupent en moyenne 60-62 % du cycle de marche alors que l'oscillation représente approximativement 38-40 % de ce cycle (18). La phase d'appui comporte une phase d'appui unipodal (~40 % du cycle) et deux phases de double appui (~20-24 % du cycle). La phase d'oscillation se subdivise en phase initiale, moyenne et terminale. Le temps d'appui, autant du côté nonparétique que du côté parétique, occupent une plus grande part du cycle de marche qu'à la normale (14) chez la personne après un AVC. Celui du côté nonparétique étant plus long que celui du côté parétique. De plus, les personnes hémiparétiques seraient plus longtemps en double appui que les contrôles (8, 23) soit $52 \% \pm 17 \%$ du cycle de marche selon Roth et coll. (12). Une partie de ces changements découlent du fait qu'ils marchent plus lentement (24). La phase d'oscillation semble la plus affectée chez les sujets présentant une marche à vitesse lente à très lente. Celle-ci pourrait occuper de 0,72 à 2,18 secondes soit de 28 à 54 % du cycle complet de marche (15), alors qu'un sujet sain peut effectuer ce passage du membre inférieur vers l'avant en environ 0,40 seconde (40 % du cycle). Certains auteurs (24,25) rapportent que

l'oscillation est une phase déterminante de la marche chez les sujets hémiparétiques et que l'amélioration de la qualité de son exécution se reflète par une tendance à la symétrie à la marche. En clinique, en l'absence d'équipement approprié, il est difficile de mesurer les durées et de calculer les proportions du cycle occupées par chacune des phases du cycle de marche. Toutefois, le clinicien peut prendre les données moyennes suivantes sur une distance connue (10 mètres) (26): le temps pris pour marcher cette distance (vitesse de marche) et le nombre de pas effectués (cadence). Avec ces données, il est possible d'estimer la longueur moyenne des pas droit et gauche.

4.2. Activité musculaire lors de la marche

La musculature active varie selon la phase du cycle de marche de même que selon la vitesse de marche. En se basant sur la revue de Rose (2006) (18), il est établi que le contact initial du talon au sol requiert un travail des fléchisseurs dorsaux, des fléchisseurs du genou de même que des extenseurs de la hanche. Par la suite, les muscles extenseurs travaillent ensemble pour assurer la mise charge sur le membre inférieur. Le milieu de l'appui fait appel aux fléchisseurs plantaires en excentrique alors que la fin de la phase d'appui sollicite une contraction concentrique de ces mêmes muscles. Les fléchisseurs de hanche sont actifs dans la phase pré-oscillatoire de même que dans l'oscillation initiale (avec les fléchisseurs dorsaux). La mi-oscillation requiert un travail actif des fléchisseurs dorsaux pour dégager le pied. Finalement, les fléchisseurs plantaires, les fléchisseurs du genou, les extenseurs du genou et de la hanche sont recrutés à la fin de l'oscillation afin de préparer le membre inférieur au contact avec le sol. À la fin de l'oscillation, les muscles doivent contrôler adéquatement la décélération du membre inférieur de même que la position subséquente du pied au sol afin d'assurer le transfert de poids du pied arrière au pied avant. À cette période, les muscles antérieurs de la jambe absorbent de l'énergie alors que ceux en postérieur génèrent de l'énergie. Les sections suivantes décriront l'atteinte des sous-tâches de la marche ainsi que les différentes synergies rapportées chez le sujet hémiparétique.

5. Analyse en référence aux sous-tâches à la marche

Afin de faciliter l'analyse de la marche, certains auteurs (8, 27, 28) ont décrit des sous-tâches à la marche. Parmi les plus importantes, on retrouve le maintien du corps contre gravité, le maintien de l'équilibre, l'absorption et la génération d'énergie et le contrôle du pied à l'oscillation.

5.1. Maintien du corps contre gravité

La marche requiert d'assurer le maintien du corps contre gravité. Selon Winter (28), le genou ne s'effondre pas lors de l'appui à la marche parce que les muscles extenseurs de la hanche, extenseurs du genou et fléchisseurs plantaires produisent ensemble un moment extenseur qui est positif. Ce moment extenseur correspond donc à la somme des moments produits par les muscles extenseurs au membre inférieur. Les moments musculaires à la marche diffèrent entre les personnes hémiparétiques et les sujets sains. Par exemple, ils présentent souvent un moment de flexion à la cheville plus faible que celui des sujets sains lors de la marche, réduisant le rôle de ce groupe de muscles dans le support du corps. Par contre, ils montrent un moment extenseur à la hanche parfois supérieur au sujet sain au début du cycle (29). Ceci suppose que les personnes hémiparétiques ne supportent pas le poids du corps de la même façon que les sujets contrôles.

5.2. Maintien de l'équilibre

Une autre sous-tâche importante de la marche est le maintien de l'équilibre dynamique. Lors de la marche, la personne hémiparétique doit, en plus de produire l'énergie pour se déplacer vers l'avant, s'assurer de contrôler les accélérations du centre de masse (CM) afin de garder le centre de pression (CP) à l'intérieur de la base d'appui qui se modifie constamment (28). Les périodes d'appui unipodal sont vraisemblablement les plus instables lors de la marche en raison de la base de sustentation qui est

grandement réduite (30). Cela pourrait expliquer en partie le prolongement des périodes de double-appui chez la personne hémiparétique.

La littérature révèle que la stabilité debout statique et dynamique fait intervenir plusieurs composantes musculaires et sensorielles (systèmes visuel, vestibulaire et somato-sensoriel) (31). En raison de la faiblesse musculaire et de la perte sensorielle souvent présentes au membre inférieur et des modifications du tonus, la stabilité dynamique des patients est compromise (32).

5.3. Génération et l'absorption d'énergie

La production d'énergie à la marche est nécessaire pour déplacer les membres et ensuite les freiner permettant l'appui subséquent du pied. La présence de faiblesse musculaire, de coactivation musculaire et le changement du tonus sont trois déficits moteurs qui influencent la capacité de générer de l'énergie de façon efficace chez la personne hémiparétique. Il est évident qu'il en coûte davantage aux patients hémiparétiques pour déambuler de façon optimale avec leurs déficits moteurs que les sujets en santé (13, 33).

À la marche, les muscles fléchisseurs plantaires génèrent une portion importante du travail positif pour déplacer le CM vers l'avant et avancer le membre inférieur. Cette phase est appelée la poussée plantaire (bouffée A2; 40-60% du cycle) et elle précède l'oscillation. Cette poussée plantaire représente la majeure partie, soit 80 %, de la génération de puissance produite (34) lors de la marche. Un déficit de marche de la poussée plantaire est souvent observé chez la personne hémiparétique et peut être parfois associée à la diminution de la vitesse de marche (14).

La hanche est la deuxième articulation qui génère d'importantes puissances. Il y a une première génération d'énergie par les extenseurs de la hanche au début du cycle de marche (H1) puis une deuxième bouffée (H3) est observée à la transition de l'appui à l'oscillation (début à 50 % du cycle; Winter, 1992). Cette bouffée est générée par les fléchisseurs de la hanche et elle est la deuxième en importance lors de la marche (34).

Cette génération d'énergie par les fléchisseurs de la hanche peut être utilisée pour réduire le manque d'énergie des muscles fléchisseurs plantaires (compensation) chez les personnes après un AVC (35) et permettre de conserver une certaine vitesse de marche. Un déficit au niveau du moment de flexion de hanche pourra se percevoir par un manque d'amplitude en flexion à la hanche atteinte ou un pas plus court (34). Finalement, il faut mentionner que le genou génère très peu d'énergie et que la seule phase positive, appelée K2, est celle qui permet le redressement du genou contre gravité au début de la phase d'appui.

L'absorption d'énergie est surtout le rôle des muscles du genou (36). Les phases sont appelées K1 (~20 %), K3 (début de la poussée plantaire) et K4 (fin de la phase d'oscillation). Les deux premières résultent du travail des muscles extenseurs alors que la troisième est produite par les fléchisseurs qui doivent absorber l'énergie de la jambe qui s'étend pour permettre le contact du pied avec le sol. Un genou perpétuellement en flexion ou en hyperextension à l'appui seraient les signes visibles d'un manque de puissance du quadriceps (34). Il existe aussi une phase de travail négatif à la cheville (bouffée A1) qui permet de contrôler l'avancée du corps sur le pied fixe au sol. Aussi, à la hanche, l'extension est contrôlée par les fléchisseurs qui permettent d'avoir une longueur de pas suffisante.

La génération de puissance du côté sain semble équivalente entre les sujets hémiparétiques pouvant déambuler en communauté et les sujets sains (37). Par contre, chez les sujets plus atteints, il y a une asymétrie importante de génération de puissance (38) et leurs puissances diffèrent des sujets en santé.

5.4. Contrôle du pied à l'oscillation

Le contrôle du pied oscillant constitue un élément déterminant de la qualité de la marche. Winter (27) a rapporté que la trajectoire sécuritaire du pied durant l'oscillation relève d'un contrôle moteur précis, bilatéral et pluri-articulaires. De la poussée plantaire jusqu'au dépôt du talon au sol, la trajectoire des orteils varie en terme de vitesse et de déplacement vertical. À la mi-oscillation, les orteils se situent très près du sol à une

distance moyenne de 1,29 cm de celui-ci (27) et montrent une vitesse maximale de 4.6 m/s chez un sujet sain. Évidemment, cet instant est précaire pour la stabilité du sujet dont le corps se déplace vers l'avant à une vitesse de 1,4 m/s et dont le CM se trouve antérieur au pied d'appui. Si une déstabilisation survient lors de cette combinaison précaire, il est impossible pour le membre inférieur d'appui de ramener le CM à l'intérieur des limites du pied. La seule solution est un dépôt au sol rapide et adéquat du pied oscillant ce qui peut être problématique chez les personnes hémiparétiques. Le contrôle du pied lors de l'oscillation requiert un contrôle raffiné des muscles à la cheville, mais également des muscles à la hanche et au genou.

6. Analyse par observation des types de synergie et mouvement

Knutsson et Richards, en 1979, les premiers à catégoriser les personnes hémiparétiques à partir de l'électromyogramme (EMG) et de l'analyse cinématique du membre parétique lors de la marche, ont identifié trois types de patrons de marche (39). Un premier type est caractérisé par une synergie du pied équin (*Equinus synergy*) qui serait causée par une activation trop précoce du triceps sural (TS) due à son étirement après le dépôt du pied au sol au début du cycle de marche. Ceci serait confirmé avec une activité EMG trop faible au niveau du tibial antérieur (TA). Le deuxième type est la synergie de parésie (*Paretic Synergy*) différencié du premier type par une co-contraction du quadriceps et des ischio-jambiers à l'amorce de l'oscillation. Une abolition de l'activité du TS de même que celle du TA serait aussi observable. Le dernier type de patron est une coactivation réflexe (*Reflex coactivation*) de plusieurs muscles du membre inférieur parétique notée à l'attaque du talon, se poursuivant à l'appui unipodal et se terminant en début d'oscillation. L'hyperextension du genou durant la phase d'appui du côté parétique peut être associée à une activité réflexe au début de la phase d'appui accompagnée par une hyperextension à la hanche et une flexion plantaire excessive. En présence de parésie, l'hyperextension du genou, présente durant toute la phase d'appui, peut s'accompagner d'une circumduction à la hanche en raison de la perte de flexion dorsale et de flexion du genou lors de l'oscillation. La parésie peut aussi amener un autre type d'hyperextension du genou qui survient à la fin de la phase d'appui pour stabiliser la jambe

en présence de faiblesse importante des fléchisseurs plantaire au début de la phase d'oscillation. Les travaux de Knutsson et Richards ont permis d'identifier différents types d'atteintes du contrôle moteur qui affectent le patron et la vitesse de marche et renseignent sur les traitements à privilégier (39). Par exemple, si l'activité réflexe prédomine, il faut penser à la thérapie antispastique alors que si la faiblesse (parésie) caractérise la marche, il est pertinent de privilégier des interventions visant à augmenter l'activité et la force des muscles.

En 1987, Shiavi et coll. (17, 40) ont repris la classification de Knutsson et Richards pour caractériser le patron de marche des patients hémiparétiques. Ils ont bonifié cette classification en considérant la vitesse de marche. Ils ont évalué leurs participants à deux reprises: une semaine après que le patient ait débuté la marche indépendante et à 6 à 24 mois après la lésion. Premièrement, en référence aux données des sujets contrôles, ils ont identifié deux types de changement du patron d'activités EMG avec l'augmentation de la vitesse de marche. Le premier est une augmentation de l'activité des muscles sans changement du patron d'activité EMG. Le deuxième est l'apparition de nouvelles bouffées d'activité EMG. Les groupes de vitesses de marche des sujets contrôles étaient très lents (0,59 m/s), lents (1,02 m/s), normaux (1,44 m/s) et rapides (1,81 m/s). En regroupant leurs patients en fonction de présence de synergies, Shiavi et coll. (17), ont identifié 1) des patients qui ont des synergies normales, au début et à la fin de la réadaptation, 2) d'autres qui ont des synergies normales qu'à la deuxième évaluation (plus de six mois) et 3) finalement des patients qui ont des synergies anormales aux deux temps d'observation. En utilisant ces informations, Shiavi et coll. (40) ont conclu que les synergies au membre inférieur parétique observées chez les patients diffèrent de celles employées normalement. Celles du membre non-parétique, souvent caractérisées par des cocontractions, sont aussi différentes parce que ce membre compense pour le contrôle déficient du membre parétique. Leurs résultats ont révélé que leurs patients marchant à des vitesses plus lentes que 0,59 m/s dans les dix premières semaines après l'AVC ne retrouveront pas un patron de marche normal au-delà de six mois. Par contre 75 % de ceux qui marchent à 0,6 m/s tôt après l'AVC s'améliorent ou maintiennent leur capacité de marche pour au moins un an.

En 1981, Dimitrijevic et coll. (25) ont proposé six types de démarche basés sur l'analyse des muscles et du mouvement à la cheville. Le premier type, identifié comme le plus anormal, se caractérise par l'absence d'activité EMG au niveau du TA et une très faible activité continue du TS. Pour les patients du deuxième groupe, l'activité électromyographique enregistrée au TS et au TA est extrêmement faible. À l'appui, le TS est actif alors que le TA demeure silencieux. Une activité du TA est perceptible en fin d'oscillation uniquement. Le troisième et le quatrième types démontrent respectivement une activation des deux muscles lors de l'appui (jusqu'à la mi-oscillation) et une activation interrompue du TA en phase d'appui avec une activation du TS en fin d'oscillation. Un autre type, près de la normalité, se caractérise par une activité EMG des TA et TS durant tout l'appui et une activité modérée du TA en début d'oscillation. Pour ce dernier type, les mouvements de la cheville sont aussi près de la démarche normale. De Quervain et coll. (15) ont raffiné les descriptions précédentes à partir de l'observation des mouvements au genou et à la cheville et de l'EMG, la hanche ne permettant pas de distinguer de groupes. Ces auteurs ont rapporté cinq groupes de patrons, dont trois à vitesse lente (le patron d'extension, le patron de flexion du genou et le patron du genou instable) (*Extension Thrust Pattern*, *Stiff-Knee Pattern* et *Buckling-Knee Pattern*) et deux autres, à vitesse modérée (le patron du genou instable) (*Bucking-Knee Pattern*). Le premier groupe de patients (patron d'extension) marchant à vitesse lente est caractérisé par une extension rapide du genou dès que l'appui au sol débute. Cette extension (ou même hyperextension) est associée à une flexion plantaire à la cheville ipsilatérale. Le deuxième groupe (patron de flexion du genou) présente un genou parétique qui demeure fixe en flexion (environ 20 à 30 degrés) pendant tout le cycle de marche avec une cheville en position neutre ou en légère flexion plantaire. Le troisième groupe est caractérisé par une flexion du genou augmentée au transfert du poids de la jambe non parétique à la jambe parétique (juste après le contact du pied parétique avec le sol). Cette flexion est conservée durant la phase d'appui et est combinée à la flexion dorsale de la cheville. Selon Sulzer (41), ces patients auraient plus tendance à utiliser des compensations de mouvement. Le groupe 4 marche à vitesse modérée et présente aussi une augmentation de flexion du genou en appui unipodal, mais le patron est plus près de la normale lors de l'oscillation. Les auteurs décrivent le cinquième groupe comme étant presque normal avec de légères diminutions des amplitudes par rapport aux sujets contrôles (15).

En 2003, un autre groupe d'auteurs, Mulroy et coll. (42) ont proposé une classification en quatre groupes de patrons de marche hémiparétique: 1) Les personnes marchant rapidement (Fast Walker) avec une flexion du genou et une flexion dorsale à la cheville augmentées en appui unipodal, un groupe comparable au premier groupe des marcheurs plus rapides (groupe 4) de De Quervain (15). 2) Celles marchant à vitesse intermédiaire (Moderate Walker) avec une flexion du genou prolongée en phase d'appui. 3) Les personnes marchant à des vitesses lentes avec un genou dont l'amplitude de flexion varie (Slow-Flexed Walker), un groupe semblable au « Buckling Knee Pattern » (15). 4) Finalement, le patron lent avec un genou en extension (Slow-Extended Walker) semblable au groupe « Extension Thrust Pattern » (15). Ces derniers présentaient une hyperextension du genou à l'appui et une flexion du genou inadéquate à l'oscillation. Il est à noter que Mulroy et coll. (42), contrairement à De Quervain (15), n'ont pas trouvé de patients ayant les caractéristiques au genou du type « Stiff-Knee Pattern », où la flexion du genou est constante pendant tout le cycle de marche.

En 2008, Kinsella et coll. (43) ont aussi caractérisé les patrons de mouvements et d'efforts au membre inférieur parétique mais en incluant la cheville. Ils ont identifié trois types de démarche de pied varus et/ou équin en parallèle avec des différences de vitesse de marche. Le premier groupe, les personnes hémiparétiques ayant une vitesse rapide de marche, présentaient un patron de marche s'apparentant au patron de marche normal donc au groupe 5 (15). Le deuxième groupe, plus lent, présentait des déficits de la marche plus importants aux trois articulations du membre inférieur parétique et s'apparente aux groupes « Slow-Flexed Walker » et « Buckling Knee Pattern de Mulroy et coll. (42) et De Quervain et coll. (15), respectivement. Au genou, l'activité musculaire est prolongée pour supporter le poids du corps avec un genou fléchi. Les patients de ce groupe avaient une flexion dorsale importante au contact du talon et durant l'appui, une moins grande flexion plantaire au début du cycle, à la poussée plantaire et lors de l'oscillation. Les personnes du dernier groupe, marchant aussi lentement, étaient très semblables au « Extension Thrust Pattern » de Mulroy et coll. (42)(groupe 4) et de DeQuervain et coll. (15) (groupe 1) et avaient donc une démarche avec un genou en hyperextension.

Les synergies de mouvements et d'activités musculaires décrites permettent aux cliniciens de catégoriser leurs patients en fonction de profils spécifiques qui ont été décrits

dans la littérature. La prochaine section, ne tient pas compte de ces synergies, mais évalue la marche à partir d'observation à chacune des articulations.

7. Analyse par observation des modifications par articulation

L'évaluation de la marche par observation peut être optimisée par l'utilisation d'une stratégie d'observation permettant aux évaluateurs de concentrer leur regard sur les principaux déficits du sujet à évaluer (44). Le *Ranchos Los amigos Observational Gait Analysis System* (OGA) est un des instruments qui peut être utilisé à cet effet. Il est bon de préciser que les défauts de marche peuvent être appréciés à l'œil pour des vitesses de marche inférieures à 0,8 m/s. Au-delà de cette vitesse, les déviations sont parfois moins évidentes et l'asymétrie est réduite. Il est donc souhaitable d'utiliser un enregistrement vidéo pour bien apprécier la qualité de la marche des personnes hémiparétiques (17). En plus, de l'observation habituelle, chez la personne hémiparétique, le physiothérapeute devrait porter une attention particulière aux points suivants.

Premièrement, la mise en charge avec le pied varus-équin. L'incidence de cette déviation serait de 18 % chez la personne hémiparétique selon Verdié et coll. (45). Elle se caractérise par un dépôt du pied au sol effectué avec la plante ou même l'avant du pied et accompagné (varus-équin) ou non (équin) d'appui sur le bord latéral du pied (34). Ce défaut de marche a été associé à une hyperactivité des fléchisseurs plantaires débutant à la fin de l'oscillation (synergie d'extension dominante) (34, 43), mais elle peut aussi être la conséquence d'une forte spasticité en extension (synergie d'extension) (45). Parfois, elle peut être l'effet d'une limitation articulaire à la cheville ou d'un pas trop petit (22). Une diminution du contrôle moteur pourrait probablement également altérer le dépôt du pied (27). Un déséquilibre moteur et du tonus des muscles éverseurs et inverseurs, avec une priorisation de ces derniers peut aussi être en cause (45). Ce problème est observé en phase de réadaptation, mais peut aussi être présent précocement dans le processus de récupération fonctionnelle c'est-à-dire en phase de flaccidité ou le pied tend à se positionner en flexion plantaire et légère inversion.

Par ailleurs, une faiblesse des fléchisseurs plantaires observée par une faible poussée plantaire est considérée comme une cause de longueur de pas inadéquate (46).

Cette faible poussée plantaire expliquerait aussi la nécessité d'utiliser les fléchisseurs de la hanche pour avancer le membre inférieur vers l'avant (35).

Au genou, une extension (ou hyperextension) lors de l'appui peut être associée à une augmentation simultanée ou isolée de l'activité EMG des extenseurs de la hanche, du genou et de la cheville (34). Au contraire, un profil en flexion instable (groupe 2) tel que décrit par DeQuervain et coll. (15) serait le reflet d'une hyperactivité des extenseurs de la hanche et de la cheville combinée à une réduction de l'activité des extenseurs du genou (34).

À la hanche, Winter et coll. (34), suggérèrent que l'élévation de la hanche hémiparétique en phase d'oscillation (hip hiking) résulte d'une faiblesse de la hanche, du genou ou des fléchisseurs dorsaux de la cheville ou d'une hyperactivité des muscles extenseurs (synergie d'extension) qui limite la flexion du membre inférieur. Pour Kerrigan et coll. (47), ce défaut de marche peut aussi être associé à une augmentation de l'abduction de la hanche du membre inférieur non parétique durant l'appui unipodal et à une élévation du bassin du côté du membre inférieur parétique qui oscille. Dans le plan sagittal, des fléchisseurs de hanches faibles, rendant difficile l'avancée de la jambe vers l'avant lors de l'oscillation, peuvent résulter en un pas court. Une hyperactivité des extenseurs de la hanche (synergie d'extension dominante), décélérant trop rapidement le membre inférieur parétique peut aussi empêcher la flexion de la hanche et l'extension du genou et réduire le pas (34).

8. Évaluation par observation

Les grilles disponibles en annexe (Annexe 2, Partie II, *Figures 1 à 3*) résument les différentes asymétries remarquables par l'observation de la marche chez un sujet hémiparétique. Son utilisation pourrait faciliter la catégorisation des patients selon leur profil de marcheur et ainsi orienter leur traitement de façon individualisée et optimale. Selon le sondage effectué à l'IRGLM (Annexe 1), un outil d'évaluation de la marche par observation clair, simple et efficace semble être un besoin criant des physiothérapeutes travaillant avec la clientèle AVC. La grille proposée en annexe amorce le travail. De plus

amples recherches suivies d'une soumission au processus d'évaluation des qualités métrologiques seront essentielles.

9. Conclusion

La compréhension de la marche des personnes hémiparétiques est primordiale puisque l'incidence des accidents vasculo-cérébral (AVC) augmente année après année. Effectivement, le patron de marche suite à un AVC se caractérise par certaines particularités dont l'analyse est indispensable pour le physiothérapeute afin d'orienter son traitement. Les paramètres spatio-temporaux, facilement quantifiables, sont modifiés par rapport aux sujets sains : la vitesse de marche, la longueur du pas et du cycle de marche diminuent ainsi que la cadence en relation avec l'ampleur des déficits moteurs, sensoriels et proprioceptifs du sujet. Il est ainsi possible d'identifier plusieurs profils de marcheurs selon leur vitesse de déambulation de même que selon la stratégie employée pour se déplacer. Il existe des marcheurs lents chez qui les défauts de marche sont plus facilement repérables, les marcheurs intermédiaires et ceux dont les défauts sont masqués par une augmentation de leur vitesse; les marcheurs dits rapides. Il est également essentiel d'identifier les phases problématiques du cycle de marche pour cibler les interventions futures. Certains patients présenteront davantage de difficultés à maintenir leur corps contre gravité et à conserver leur équilibre debout (phase d'appui) alors que d'autres manifesteront un contrôle inadéquat du pied dans l'espace ou bien un problème lors de la génération et l'absorption d'énergie musculaire (principalement en phase d'oscillation). L'objectif des grilles d'évaluation de la marche par observation proposées dans cette section du présent travail est de faciliter la synthèse des composantes du patron de marche et l'analyse des stratégies utilisées par le patient pour se déplacer. Cette compréhension plus approfondie des caractéristiques du marcheur hémiparétique permettra assurément une réadaptation optimale de chacun des patients ainsi qu'un traitement individualisé selon les problématiques spécifiques rencontrées. Par contre, tel que mentionné précédemment, de plus amples recherches devront être effectuées pour parfaire l'élaboration des grilles proposées de même que l'évaluation de leurs qualités métrologiques.

PARTIE III

L'observation de la marche à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la hanche

1. Introduction

1.1. Mise en contexte

Le nombre d'aînés augmente sans cesse. Le Québec comptait plus d'un million d'individus âgés de 65 ans et plus, incluant 220 000 citoyens âgés de 80 ans et plus en date du 1^{er} juillet 2005 (1). L'actuel vieillissement de la population, l'augmentation de l'espérance de vie, les attentes plus élevées de la population et le désir de demeurer plus actif plus longtemps amènent une augmentation de la fréquence des cas d'arthroplastie retrouvés dans nos milieux cliniques de réadaptation (2). Comme mentionné précédemment, c'est un incontournable d'aborder l'analyse de la marche en réadaptation et particulièrement à la suite d'une arthroplastie de la hanche. Une arthroplastie totale de la hanche consiste à implanter chirurgicalement un dispositif articulaire interne, incluant des composantes acétabulaires, fémorales ainsi qu'une surface de contact. Une tige fémorale, une tête fémorale, un revêtement acétabulaire et une coquille acétabulaire sont utilisés pour effectuer le remplacement artificiel des extrémités osseuses de l'articulation coxo-fémorale endommagée. La fixation est complétée par l'application de ciment et par la maturation osseuse à l'intérieur ou sur la surface poreuse de l'implant. En 2005-2006, 59 200 remplacements articulaires à la suite d'arthrite ont été réalisés au Canada (3). La majorité de ceux-ci, soit 57 300, constituent des remplacements de hanche et de genou (3). La fréquence des remplacements articulaires de la hanche croît avec l'âge, c'est-à-dire qu'en 2005-2006 la majorité des interventions ont été effectuées auprès des hommes et des femmes âgés entre 65-74 ans (3). Les arthroplasties de remplacement sont indiquées pour la coxarthrose, qu'elle soit d'origine primaire ou secondaire (Annexe 2, Partie III, *Figure I*). En lien avec ceci, une grande majorité des aînés feront face un jour ou l'autre à ce type d'intervention chirurgicale en plus de présenter diverses conditions

associées telles que des troubles d'équilibre, des arthralgies, des douleurs neuropathiques, etc. Découlant de ce fait, les troubles de la marche observés chez cette clientèle pourront inclure des boiteries d'origines multiples ou combinées (par exemple : d'origine douloureuse et psychogène). Il est clair que les délais d'attente pour ce type d'intervention chirurgicale sont associés à une augmentation des niveaux de déficiences. La capacité fonctionnelle préopératoire des personnes en attente d'une arthroplastie interfère sans doute avec le niveau optimal de récupération atteint lors de la phase postopératoire de réadaptation. Les patients avec un statut de mobilité restreint seront moins susceptibles d'atteindre des résultats optimaux en terme de marche, malgré que la douleur préopératoire ne semble pas corrélée avec la douleur postopératoire (4). L'évaluation de la condition préopératoire peut contribuer à relever les origines des adaptations qui sont présentes à la suite de la chirurgie orthopédique.

1.2. Élaboration du travail

Dans le cadre de cette partie du travail, à la suite d'un survol de la littérature, les perturbations biomécaniques et spatio-temporelles caractéristiques et secondaires aux arthroplasties de la hanche ont été analysées. Les perturbations spécifiques à celles-ci, soit les données arthrocinématiques particulières ont été étudiées. Dans un deuxième temps, une recension des outils d'évaluation de la marche par observation et une analyse de leurs qualités métrologiques ont été réalisées. Dans un troisième temps, une collecte d'informations auprès des physiothérapeutes du Centre d'Hébergement de Notre-Dame-de-la-Merci a été effectuée. Les données sur la manière de procéder pour l'évaluation de la marche par observation dans le milieu, les outils utilisés à cet effet, leur fréquence d'utilisation ainsi que les paramètres les plus évalués ont été approfondis. Également, leur façon de procéder à l'analyse observationnelle de la marche et leur manière de l'aborder dans le processus de réadaptation a été prise en considération. Le recueil de leurs commentaires, leurs suggestions ainsi que leurs demandes ont été l'objectif premier de cette visite. Finalement, à la lumière de cette analyse et de cette collecte de données, un parallèle avec la clinique a été fait afin de faire des recommandations aux cliniciens. L'objectif spécifique est d'améliorer l'objectivité de l'évaluation de la marche par

observation et d'intégrer à celle-ci les modifications arthrocinématiques particulières chez les sujets ayant bénéficié d'une prothèse totale de la hanche (PTH).

2. Arthroplastie de la hanche

2.1. Coxarthrose

L'arthrose est caractérisée par une inflammation des articulations et des tissus qui les entourent ainsi que d'autres tissus conjonctifs (5). Elle est grossièrement définie par une détérioration du cartilage et de l'épaississement des os d'une ou plusieurs articulations. Elle touche généralement les mains, les pieds, les genoux, la colonne vertébrale et les hanches (3). Il faut prendre en considération que l'arthrose est souvent associée au vieillissement, mais il demeure que d'autres causes entraînent son développement précoce. Le vieillissement, le sexe féminin, une prédisposition génétique, la surcharge pondérale et quelques prédispositions métaboliques représentent des facteurs de risque de développement de l'arthrose primaire, soit celle évoluant sans cause bien définie. Par ailleurs, un traumatisme grave, une forme non optimale de l'articulation coxo-fémorale, des microtraumatismes liés à l'activité, l'inégalité marquée des membres inférieurs et une surcharge pondérale sont considérés comme des facteurs étiologiques de l'arthrose secondaire. Ces facteurs mentionnés précédemment engendrent des dégénérescences articulaires de façon prématurée chez les individus soit vers 30-40 ans. La coxarthrose caractérise l'arthrose de l'articulation coxo-fémorale. Selon le rapport d'EULAR, la hanche constitue la 2^e grosse articulation à être atteinte de l'arthrose suivant le genou (5). Selon le National Arthritis Data Workgroup, la prévalence de la coxarthrose symptomatique est de 0,7 % et elle est identique pour les hommes et les femmes (5). D'un angle physiothérapique, les déficiences mécaniques conséquentes de l'arthrose observées en préopératoire sont l'incongruité articulaire, la laxité ligamentaire, la faiblesse musculaire, le déficit proprioceptif et les incapacités telles que les altérations du patron de marche, la diminution de la capacité à monter et descendre des escaliers, la diminution de la capacité à effectuer le transfert assis-debout et un déconditionnement. La faiblesse musculaire se situe davantage au niveau du moyen fessier (5). Les amplitudes articulaires limitées sont particulièrement l'extension, la rotation interne et l'abduction de la hanche

(5). À long terme, une compensation en hyperlordose survient à la suite des contractures de flexion de la hanche. Le membre atteint pourra paraître plus court à la suite d'une contracture en adduction de la hanche.

La douleur résultante de cette affection se distribue dans la région inguinale avec irradiation à la face crurale antérieure et s'exacerbe à la mobilisation ainsi qu'à la mise en charge ou lors d'un maintien prolongé de la station debout (5). Ces plaintes peuvent être objectivées par des questionnaires tels que le WOMAC (5). Les raideurs suivant les périodes d'immobilité ainsi que celles se manifestant en matinée figurent parmi les plaintes subjectives du patient. Après avoir mis en lumière les déficiences et les incapacités liées à la coxarthrose, il faut évaluer objectivement et efficacement si l'approche corrective choisie permettra de les enrayer partiellement ou complètement.

2.2. Chirurgie orthopédique

Diverses techniques d'arthroplastie sont pratiquées couramment. De celles-ci, nous retrouvons l'approche postérieure de Moore, l'approche latérale d'Hardinge, l'approche antéro-latérale de Watson-Jones et l'approche antérieure de Smith-Petersen. Il y a également l'approche minimalement invasive qui est peu documentée dans la littérature à ce jour, mais qui a tout même fait l'objet de comparaison. Cette dernière approche qui minimise les dommages musculaires est caractérisée par une petite incision inférieure à dix centimètres (6). Le tableau synthèse qui suit sert à alléger le texte et à faciliter la compréhension.

Tableau 1 : Diverses approches chirurgicales

Types d'approche chirurgicale	Description	Particularités
Approche postérieure	L'incision de 10-15 cm décrit une ligne postérieure au fémur et finement courbée au bout du grand trochanter. Les fibres du grand fessier sont séparées, le piriforme et les courts rotateurs externes de la hanche : piriforme, jumeaux et l'obturateur interne sont sectionnés (2, 7).	<ul style="list-style-type: none"> - Plus haut taux de luxation (2). - Atteinte minime des abducteurs (2).
Approche latérale	L'incision est située sur la face latérale et proximale de la hanche. Le tenseur du fascia lata, le moyen fessier et le vaste latéral du quadriceps sont touchés (2, 6).	<ul style="list-style-type: none"> - Faiblesse plus marquée des abducteurs(8). - Favorise signe du Trendelenburg comparativement à l'approche minimale invasive (9).
Approche antéro-latérale	L'incision se trouve au-dessus du grand trochanter. La bandelette ilio-tibiale, le vaste latéral du quadriceps et le moyen fessier sont touchés (2, 10).	<ul style="list-style-type: none"> - Désinsertion partielle des abducteurs(2).
Approche antérieure	L'incision est en latéral et distale à l'épine iliaque antéro-supérieure et légèrement antérieure au grand trochanter. Le tenseur du fascia lata, le sartorius et le rectus femoris sont touchés (2, 11).	<ul style="list-style-type: none"> - Résorption plus rapide des asymétries à la marche comparativement à l'antéro-latérale (11). - Épargne les abducteurs (2).

2.3. Analyse biomécanique et arthrocinématique de la hanche à la suite d'une arthroplastie totale de hanche

2.3.1. Faiblesse musculaire

Spécifiquement, il est démontré que la mécanique de la démarche des patients à la suite d'une PTH ne revient pas à la normale (12). Plusieurs études documentent la faiblesse des abducteurs de la hanche chez cette clientèle (13, 15). Cette altération du moment d'abduction de la hanche est présent, et ce même, plus de deux ans à la suite de l'intervention chirurgicale (16). Dans un premier temps, à la suite d'une PTH, un moment de force moindre d'abduction à la hanche opérée est décelé alors que celle-ci est placée dans une position réduite d'adduction (12, 17, 18). Il est démontré que cette position requiert moins de force pour stabiliser le bassin dans le plan frontal. Cette même observation est retrouvée à la montée et à la descente des escaliers lors du passage du double au simple appui (19). Il est bien de rappeler que le moyen fessier est un muscle abducteur et rotateur de la hanche tout en assurant la stabilisation du bassin. Il en est déduit que la faiblesse des abducteurs de la hanche serait responsable de cette position en abduction de la hanche (20, 21). La force des abducteurs est liée à la distance de marche parcourue au Test de marche de six minutes (22). Ceci confirme l'importance de ces muscles dans les performances lors de l'évaluation de la vitesse de marche. Cette diminution du moment de force des abducteurs pourrait résulter de l'atrophie qui s'est développée au niveau de la musculature des abducteurs de la hanche en condition préopératoire ou encore par les dommages causés lors de la chirurgie (12). Dans l'approche latérale, le tiers antérieur du moyen fessier est détaché. Cependant, cette même déficience est retrouvée à la marche chez les sujets ayant bénéficié d'une PTH par approche postérieure (21). Il est rapporté que secondairement à ce traumatisme au niveau des abducteurs, les patients ayant bénéficié d'une PTH par approche antéro-latérale démontrent davantage de patrons asymétriques à la marche tels qu'une différence dans la longueur des pas, dans le temps de simple appui et dans l'obliquité du bassin. Il faut mentionner qu'à la suite d'une PTH par approche antérieure, les mêmes asymétries peuvent être retrouvées. Seulement qu'à six semaines suivant la chirurgie, il y a une résorption plus marquée des asymétries à la marche pour les patients avec l'approche

antérieure tandis qu'à cette même période, il n'y aucune amélioration notable pour les patients de l'approche antéro-latérale (11). Certains rapportent que les dommages au niveau des tissus musculaires au moyen fessier sont semblables dans l'approche postérieure en comparaison avec l'approche antérieure (23). Dans la littérature, l'approche latérale semble être la plus blâmée pour cette atteinte (8).

Les études dénombrent que 50 % de tous les patients démontrent des signes clairement définis de dommage au petit fessier à la suite d'une PTH. Cependant, malgré que cette atteinte soit fréquente, celle-ci ne semble pas corrélée avec l'approche antéro-latérale ou latérale et elle ne semble également pas être la cause de la faiblesse des abducteurs de la hanche et du signe de Trendelenburg (9). Bref, le petit fessier, de par sa position anatomique, sur la face antérieure du grand trochanter du fémur, ne semble pas épargné par la procédure chirurgicale. Toutefois, aucune conséquence majeure sur le patron de marche ne découle de cette atteinte musculaire. Par contre, un petit fessier incompetent peut représenter un risque de luxation de la hanche (9). Il faut mentionner que ce dernier a un rôle de centralisation de la tête fémorale durant le cycle de marche (24). En ce qui a trait au petit fessier, des dommages de l'ordre de 18 % sont constatés pour l'approche postérieure comparativement à 8,5 % pour l'approche antérieure (23).

2.3.2 Esquisse de l'appui sur le membre atteint

L'esquisse de l'appui sur le membre atteint est une affection inévitablement retrouvée chez cette clientèle. Celle-ci est présente tôt dans la réadaptation, soit six semaines suivant l'installation de la PTH (15, 25). Les sujets ayant subi une arthroplastie ont une asymétrie de mise en charge plus marquée. Le taux de mise en charge est reconnu comme étant un paramètre des plus sensibles pour identifier les asymétries (26). La faiblesse des abducteurs semble être encore à la source de cette perturbation. La faiblesse du membre atteint, la diminution de la proprioception, les compensations antalgiques développées lors de la période préopératoire contribuent grandement à l'utilisation du membre sain pour la propulsion (27). La douleur et la diminution de la mise en charge sont étroitement liées chez cette clientèle (28, 29). Plusieurs patients ont une récupération du temps de double appui sur le membre atteint, soit dans les trois mois

suivant la chirurgie (29). Aucune différence significative du temps de double appui sur le membre atteint est notée à la suite d'une approche antérieure versus une approche postérieure (23).

En outre, une diminution de la puissance générée et l'absorption au niveau du membre inférieur opéré ont été relevées. L'hypothèse amenée pour appuyer ce résultat est l'appréhension observée chez le patient ayant une nouvelle prothèse (12).

2.3.3 Amplitude à la hanche

2.3.3.1 Dans le plan sagittal

Dans le plan sagittal, le manque d'extension à la hanche atteinte à la fin de la phase de double appui retrouvé en préopératoire demeure jusqu'à six semaines à la suite de la chirurgie (15, 17, 30). Cette diminution d'extension à la hanche n'est pas liée à la faiblesse des muscles extenseurs de la hanche (17). Conjointement à cette perturbation, une bascule du bassin peut être relevée (15). En ajout à la bascule antérieure du bassin, le manque d'amplitude d'extension à la hanche est fortement corrélé avec une augmentation de la flexion du genou et de la flexion dorsale à la cheville du côté atteint (17). Cet excès de mouvement dans le plan sagittal introduit deux autres perturbations possibles, soit un déplacement antérieur du tronc ou une lordose lombaire davantage prononcée (31). Cela met en lumière l'importance d'insister sur la souplesse de la capsule et des structures antérieures à la hanche en phase préopératoire ou de débiter tôt ces interventions en phase primaire de la réadaptation.

Les patrons de marche avec mécanismes de protection amènent davantage de flexums. Les stratégies de protection contre la douleur développées en préopératoire, soit celles évitant le recrutement de certains muscles à la hanche, qui conséquemment ont entraîné une faiblesse musculaire secondaire à l'atrophie de non-usage ou une raideur à la hanche atteinte, peuvent être la source de la déficience (12). Toutes les approches chirurgicales décrites ci-haut permettent de corriger le statut douloureux présent en préopératoire (7).

2.3.3.2 Dans le plan frontal

Dans le plan frontal, une réduction de l'adduction à la hanche atteinte amenant une chute du bassin ipsilatérale lors de la phase de simple appui est observée en préopératoire (15,32). Contrairement à ceci, en postopératoire, une augmentation significative de l'adduction accompagnée d'une élévation ipsilatérale ont été notées à la fin de la phase de double appui (15). Ce mécanisme semble compensatoire à la diminution de la longueur de pas secondaire à la diminution de l'extension de la hanche (33).

Il est pertinent de mentionner que l'approche latérale versus l'approche mini-invasive antéro-latérale favorise le développement d'un signe de Trendelenburg jusqu'à 12 mois à la suite de la chirurgie (9). En outre, les patients traités par une approche antéro-latérale présentent un angle d'inclinaison du tronc davantage important que chez ceux traités par une approche postéro-latérale. Cela est étroitement lié aux dommages des muscles abducteurs qui entraînent une inclinaison du tronc au-dessus du membre atteint durant la phase de simple appui. Cette compensation vise à suppléer à la faiblesse des abducteurs qui contrôlent le bassin (27). Un degré de chute du bassin a été retrouvé à l'appui du membre atteint chez les sujets avec une approche latérale et antéro-latérale (27). Un faible contrôle du tronc peut être mis en relief par une évaluation de la marche à vitesse rapide (14).

2.3.4 Paramètres spatio-temporaux

À la suite d'une PTH, les patients marchent plus lentement, avec une longueur de pas diminuée et un temps d'appui diminué sur le membre atteint (34). La vitesse de marche à vitesse confortable a révélé des valeurs à la baisse de 1 m/s en condition préopératoire, 0,28 m/s à deux jours suivant la chirurgie pour finalement atteindre des valeurs à la hausse de 1,07, 1,14 et 1,28 m/s à six semaines, trois mois et six mois respectivement à la suite de la chirurgie (30, 35). L'amélioration des asymétries à la marche est plus précoce pour l'approche antérieure que pour l'antéro-latérale, mais 16 semaines à la suite de la chirurgie, les améliorations sont similaires dans les deux

approches (11). Dans le même ordre d'idée, les patients ayant été traités par une approche mini-invasive antérieure comparativement à une approche antéro-latérale ont obtenu une différence statistiquement significative dans la majorité des paramètres spatio-temporaux, soit une amélioration supérieure à 12 semaines postopératoires en terme de cadence, longueur de pas et de vitesse de marche (10). En moyenne dix ans à la suite de la chirurgie, incluant les diverses approches, tous les patients présentent une vitesse de marche et une longueur de pas diminuées par rapport à la population de même groupe d'âge. Découlant directement de ceci, pour certains jeunes sujets, ces paramètres spatio-temporaux se normalisent après un long suivi (36). Une grande proportion de l'amélioration des paramètres spatio-temporaux se fait entre les premiers six à douze mois suivant la chirurgie (25, 37).

L'âge est communément considéré comme un facteur influençant les gains dans la fonction de la marche (38). De plus, le degré d'atteinte de la coxarthrose et le changement de la longueur des membres inférieurs peuvent interférer avec la progression à la suite de la chirurgie (39). Les chirurgies moins invasives influencent particulièrement la vitesse de récupération (25). En ce qui a trait à la force musculaire des membres inférieurs, celle-ci est en grande partie rétablie deux ans après la chirurgie (25).

À la lumière des données citées précédemment, les outils qui incluent une évaluation des différents items perturbés à la suite d'une PTH : la longueur de pas, la vitesse de marche, le temps d'appui, la chute latérale du bassin, l'inclinaison du tronc, les amplitudes articulaires à la hanche et la posture du tronc, du bassin et des membres inférieurs doivent être étudiés.

3. Évaluation de la marche en orthopédie

3.1. Évaluation

L'évaluation de la marche est souvent basée sur des observations subjectives. En fait, les cliniciens utilisent des outils objectifs pour quantifier la vitesse et la distance maximale de marche. Ce qui est absent, c'est l'utilisation d'outils objectifs pour l'évaluation

de la marche par observation (40). Ceci engendre un manque de reproductivité entre les différents évaluateurs ainsi qu'un manque franc d'objectivité. Afin de parvenir à une évaluation complète et détaillée de tous les paramètres, nous pouvons avoir recours aux différents outils utilisés dans la littérature telle que la caméra vidéo avec plate-forme de force qui semble majoritairement utilisée. Cependant, cela ne reflète pas la réalité clinique.

Il faut considérer l'évaluation de la marche comme un ensemble de variables. À la lumière de nos recherches et de l'expérience clinique vécue, la vitesse de marche semble être un paramètre qui diminue dans la majorité des atteintes orthopédiques des membres inférieurs incluant les arthroplasties (17). Découlant de ce fait, l'évaluation de la vitesse de marche doit être incluse systématiquement pour estimer la fonction des membres inférieurs en présence d'une pathologie orthopédique. Cependant, nous devons intégrer l'évaluation de paramètres supplémentaires pour avoir une idée claire et complète du profil fonctionnel du patient. Aminian et coll. (1999) ont démontré que les changements observés dans la vitesse de marche à une vitesse confortable ne sont pas un indicateur puissant des capacités à la marche, mais qu'une diminution de l'asymétrie du temps de double appui reflète plus fortement une récupération des habiletés à la marche (29). Dans le même ordre d'idée, le ratio entre le temps d'appui droit et gauche est le reflet de l'augmentation des performances à la marche après une séance de traitement (40).

3.2. Grilles d'évaluation

Une grille de type aide-mémoire rappelant les principaux points à observer de façon implicite dans le cadre de l'évaluation de la marche chez les sujets postarthroplastie de la hanche est disponible en annexe. Celle-ci pourra être utilisée conjointement avec l'évaluation actuelle du milieu clinique visité. Dans cette même grille aide-mémoire, un parallèle est fait avec les grilles relevées et critiquées précédemment.

En lien avec la clientèle orthopédique, le *Gait Assessment and Intervention Tool* (GAIT) évalue différents aspects qualitatifs de la marche pendant la phase d'appui et d'oscillation. Pour les PTH, cette grille évalue l'alignement, la posture ainsi que le mouvement du tronc dans les plans sagittal et frontal durant tout le cycle de marche. Le

déplacement latéral du tronc, le trendelenburg, l'amplitude d'extension et de rotation à la hanche sont inclus dans l'évaluation de la phase d'appui. Quant à la phase d'oscillation, elle analyse la position du bassin et de flexion de hanche dans le plan sagittal et frontal (41).

Le *Rivermead Visual Gait Analysis* (RVGA) élabore un protocole d'évaluation divisé de façon similaire à la grille précédente, soit selon les phases d'appui et d'oscillation. À l'appui, la quantité de flexion, d'extension et d'inclinaison latérale du tronc, le déplacement latéral du tronc et du bassin, la chute du bassin controlatéral et la diminution d'amplitude articulaire d'extension de hanche sont des éléments à observer dans cette partie. La quantité de flexion, la flexion latérale du tronc, la position d'élévation et de bascule postérieure du bassin ainsi que la diminution d'amplitude articulaire de flexion à la hanche sont évaluées à la phase d'oscillation (42).

La tierce grille, *Wisconsin Gait Scale* (WGS), segmente son évaluation de la marche selon quatre phases : l'appui, la poussée des orteils, l'oscillation et l'attaque du talon. À l'appui, elle prend en compte le temps d'appui du membre atteint, la hauteur du pas du membre sain et le déplacement latéral du tronc. À la poussée, elle note l'amplitude articulaire d'extension de la hanche. L'élévation et la rotation du bassin sont notées à l'oscillation (43). En ce qui a trait au *Modified Gait Abnormality Rating Scale* (GARS-M), il n'intègre qu'un seul élément pertinent en lien avec notre clientèle cible, soit l'amplitude articulaire d'extension de la hanche (44).

Le *Performance-Oriented Mobility Assessment* (POMA), dans sa section marche, évalue davantage des variables quantitatives qui sont tout autant pertinentes pour notre population à l'étude. La longueur, la hauteur, la symétrie, la continuité du pas font partie de ces variables. La déviation du patron de marche, le balancement du tronc, la base de support sont inclus dans les variables qualitatives de cet outil d'évaluation (45). La dernière grille abordée, le *Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System* (OGA), détaille l'analyse arthrocinématique de toutes les articulations durant toutes les phases respectives de la marche (31). L'appréciation et l'étude des qualités métrologiques de chacun des outils d'évaluation mentionnés précédemment ont été étudiées dans une section précédente.

En guise de synthèse de ces grilles, aucune de celles-ci n'intègrent l'ensemble des principales perturbations arthrocinématiques détectées à la suite d'une arthroplastie totale de la hanche tout en évaluant les paramètres quantitatifs (Annexe 2, Partie III, *Tableau III*). Le GAIT et le RVGA considèrent plusieurs variables qualitatives caractéristiques à notre clientèle sauf l'esquisse de l'appui. Le WGS est intéressant pour sa segmentation en quatre phases. Également, il est l'un des seuls outils qui tient compte de la qualité de l'appui sur le membre atteint. L'évaluation qualitative est pauvre et insuffisante pour notre clientèle dans la grille GARS-M. L'OGA est trop élaboré et exhaustif pour être utilisé en clinique. La POMA est un bon compromis entre l'aspect quantitatif et qualitatif sans toutefois être complet. Cela porte à conclure qu'aucun outil complet et détaillé d'évaluation de la marche en orthopédie n'est à portée de main des cliniciens lorsque comparé aux données de la littérature relevées ci-haut.

3.3. Recensement des procédures d'évaluation de la marche au Centre d'Hébergement de Notre-Dame-De-la-Merci

L'entrevue personnelle, lors de la visite au Centre d'Hébergement de Notre-Dame-de-la-Merci, dévoile des points révélateurs quant à l'évaluation de la marche par observation spécifique à la clientèle ayant subi une PTH. Entre autres, la majorité des intervenants affirment utiliser d'emblée des outils standardisés pour évaluer la marche. Les physiothérapeutes, avec plus d'expérience en terme d'années, utilisent prioritairement la vitesse de marche, le Timed Up and Go (TUG) et le Test de marche de six minutes comme outils standardisés. Les intervenants novices ont recours à ces mêmes outils, mais ils font appel à une fréquence plus élevée aux outils d'évaluation de la marche par observation sans grille. L'utilisation d'outils standardisés d'évaluation de la marche par observation avec grille ou échelle est absente. Cependant, la grille d'évaluation GARS-M est disponible dans le milieu, mais aucun professionnel n'y a recours pour objectiver leurs observations. Il y a consensus entre ce qui a trait au contexte d'évaluation, c'est-à-dire que tous procèdent à l'évaluation de la marche avec chaussures, dans le corridor ou au gymnase en réponse au sondage distribué (Annexe 1). De plus, tous se soucient d'observer et d'annoter la distance parcourue, la variabilité du pas, l'utilisation d'orthèse et

d'aide à la marche. Est-ce que les choix de réponses proposés à l'entrevue ont biaisé les résultats de cette question? En moyenne, un temps d'évaluation de dix minutes est accordé à l'évaluation de la marche par observation par période d'évaluation, soit à l'évaluation initiale, aux réévaluations périodiques, au congé ou à l'observation d'un changement. Seulement, un tiers des physiothérapeutes précisent évaluer la qualité du patron de marche à chaque séance de thérapie. L'utilisation de moyens technologiques est nulle dans le milieu consulté. La majorité des physiothérapeutes consultés se montrent ouverts à améliorer leurs capacités d'évaluation de la marche par observation même si certains d'entre eux œuvrent dans ce domaine depuis plusieurs années.

En général, tous les intervenants rapportent noter les éléments problématiques lorsque ceux-ci surgissent ou lorsqu'ils sont apparents. La longueur du pas, l'asymétrie du pas, le déroulement du pied et l'attaque du talon sont des éléments qui sont décrits subjectivement à chaque séance d'évaluation par des qualificatifs tels que diminué et modéré, mais non objectivés par des mesures. D'emblée, la manipulation de l'aide technique, le niveau de mise en charge sur l'aide technique, le niveau de supervision et d'aide requis, la description des chaussures utilisées pour l'évaluation, la qualité des virages font partie intégrante d'une évaluation quotidienne. Seulement si observés, le flexum du genou, l'amplitude d'extension de hanche et le trendelenburg et toutes autres perturbations arthrocinématiques seront évalués. L'évaluation des problématiques arthrocinématiques au bassin, autre que le trendelenburg, semble être écartée lors de l'évaluation par observation de la marche. De plus, la segmentation de l'observation selon les différentes phases de la marche n'est pas retrouvée. Objectivement, sont notées la fatigabilité et l'intolérance à l'effort par l'échelle de Borg, l'endurance par le Test de marche de six minutes et la distance maximale, la vitesse de marche, le TUG et la distance parcourue lors des déplacements extérieurs par l'utilisation d'un podomètre. Le département de réadaptation visité possède un corridor indiquant la distance de marche parcourue ainsi qu'une ligne médiane centrale au sol afin d'apprécier l'angle du pas.

3.4. Retombées cliniques du projet

Les retombées cliniques de ce projet consistent, à la suite du développement d'une grille aide-mémoire qui synthétise les principales variables à évaluer chez la clientèle PTH, à spécifier le mode de cotation des différents items soulevés. Cela permettra aux cliniciens d'être mieux orientés pour détecter et qualifier les items. Cependant, à la lumière des recherches, les qualités métrologiques de l'évaluation par observation de ces différentes variables n'ont pas été retrouvées spécifiquement pour la clientèle PTH. Une analyse des différents systèmes de cotation des grilles d'évaluation de la marche par observation discutées précédemment a été réalisée afin de mettre en relief le meilleur compromis qui soit. Selon Daly et coll. (2009), l'objectivité reliée à l'attribution d'une cote est rehaussée par l'utilisation d'une échelle dichotomique : présent ou absent (41).

Dans le WGS, une analyse de l'appui sur le membre sain comparativement au membre atteint est effectuée. Une cote de un signifie que le temps d'appui est égal sur les deux membres, une cote de deux reflète qu'il est inégal et une cote de trois évoque un temps d'appui bref sur le membre atteint (43). Cette forme de cotation semble intéressante puisqu'elle met en valeur l'observation de l'esquisse de l'appui sans toutefois être trop exhaustive. Inspirée de la WGS, la cotation retenue pour cet item est égal, plus court ou plus long que le côté opposé. De cette façon, la subjectivité reliée à l'évaluateur à discerner entre un temps d'appui inégal et bref est éliminée. Tant qu'à l'appréciation de l'extension de la hanche à la phase d'appui, le RVGA cote le degré d'anormalité de zéro à trois (0= normal, 1= déviation légère, 2= modérée, 3= sévère) (42). La fidélité de cette échelle de cotation est questionnable puisqu'il peut être confondant de trancher en une atteinte modérée et sévère. Le GARS-M, adopte un système de cotation similaire au RVGA. L'OGA utilise un tout autre système de cotation, c'est-à-dire que les observations sont évaluées comme étant présentes ou absentes puis, selon la couleur de la case, si ces déviations sont mineures, majeures ou non-applicables (31). Le GAIT semble être un bon compromis. Pour cette échelle, une cote de zéro décrit une condition normale, soit que la hanche décrit une amplitude de 30 degrés de flexion à l'attaque du talon à 20 degrés d'extension à la fin de la phase de double appui, une cote de un signifie une diminution d'extension et une cote de deux pour une hanche qui demeure en flexion à l'appui. De plus, cet outil informe sur les conditions d'évaluation, soit de s'assurer d'avoir

un éclairage adéquat, que le patient soit vêtu de vêtements de couleurs contrastantes à la peau, d'évaluer sur une distance minimale de dix pieds et de six pas ainsi que proscrire les deux premiers et derniers pas de l'analyse pour éliminer l'effet de l'accélération et de la décélération (41). Quant à l'évaluation de la position du membre inférieur, le RVGA et l'OGA appliquent les mêmes systèmes de cotation pour cette variable que ceux décrits précédemment. Le choix de l'OGA semble être à privilégier pour son échelle dichotomique : présent ou absent. Pour le trendelenburg, le GAIT alloue une cote de zéro pour une condition normale, une cote de un pour une chute modérée du bassin et une cote de deux pour une chute sévère du bassin (41). Quant à l'OGA, les mêmes cotes sont attribuées que pour celles de la phase d'appui. Ces deux outils sont similaires en ce qui concerne l'attribution d'une mesure de cotation. Pour cet item, l'échelle dichotomique avec l'option de réponse présent ou absent a été privilégiée. L'évaluation de l'inclinaison du tronc par la grille assigne une cote de zéro pour une condition normale, une cote de un pour un angle d'inclinaison du tronc inférieur à 30 degrés et une cote de deux pour un angle supérieur ou égal à 30 degrés (41). Pour cet item, le RVGA adopte la même échelle ordinale à quatre catégories et l'OGA la même cotation à deux niveaux. Pour le même motif, la procédure dichotomique de l'OGA semble être à promouvoir.

Le POMA évalue la longueur du pas en accordant une cote de un si le pied qui oscille devance le pied en appui. Dans le cas contraire, aucun point n'est accordé (45). Cela est pertinent pour déterminer la limite qui différencie une longueur de pas diminuée ou non. Pour la cotation de cet item quantitatif, les choix : égal, plus court et plus long que le côté opposé ont été favorisés. Aucune des grilles critiquées n'évaluent la vitesse de marche. Cependant, il demeure clair que le meilleur moyen d'objectiver ce paramètre est l'utilisation du chronomètre sur un parcours où la distance est bien définie. Le tableau suivant (Tableau II) rassemble tous les items importants et indique la meilleure façon de les apprécier objectivement. Les cliniciens seront fortement encouragés à l'utiliser. En annexe, quelques directives d'utilisation de cette grille sont disponibles (Annexe 2, Partie III, *Guide d'utilisation*).

Tableau II: Grille d'évaluation de la marche par observation à la suite d'une arthroplastie de remplacement de la hanche

Côté atteint : <input type="checkbox"/> D <input type="checkbox"/> G	Droit			Gauche		
Temps de mise en charge sur le côté atteint	Égal au côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus court que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus long que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Égal au côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus court que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus long que le côté opposé <input type="checkbox"/>
Extension de la hanche (10-20°)	Amplitude Normale <input type="checkbox"/>	Amplitude Diminuée <input type="checkbox"/>	Demeure en flexion <input type="checkbox"/>	Amplitude Normale <input type="checkbox"/>	Amplitude Diminuée <input type="checkbox"/>	Demeure en flexion <input type="checkbox"/>
	Précisez si bascule du bassin :			Précisez si bascule du bassin :		
Position du membre inférieur (ex : rotation, adduction)	Normal <input type="checkbox"/>	Déviation mineure <input type="checkbox"/>	Déviation majeure <input type="checkbox"/>	Normal <input type="checkbox"/>	Déviation mineure <input type="checkbox"/>	Déviation majeure <input type="checkbox"/>
	Précisez :			Précisez :		
Tredelenburg	Absent <input type="checkbox"/>		Présent <input type="checkbox"/>	Absent <input type="checkbox"/>		Présent <input type="checkbox"/>
Inclinaison du tronc	Normal <input type="checkbox"/>	Déviation mineure <input type="checkbox"/>	Déviation majeure <input type="checkbox"/>	Normal <input type="checkbox"/>	Déviation mineure <input type="checkbox"/>	Déviation majeure <input type="checkbox"/>
Longueur du pas (Le talon doit dépasser les orteils)	Égal au côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus court que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus long que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Égal au côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus court que le côté opposé <input type="checkbox"/>	Plus long que le côté opposé <input type="checkbox"/>
Vitesse de marche	Distance de marche= _____m Temps= _____ Vitesse= _____					

Créé par Marilyn Larente, candidate à la maîtrise en physiothérapie
avec la collaboration de Manon Pilon, ~~pht MSc~~

4. Conclusion

En guise de conclusion, les arthroplasties de la hanche entraînent des déficiences telles que les nombreuses perturbations arthrocinématiques mentionnées et des incapacités telles qu'une limitation aux escaliers et à la marche. La littérature suggère toutefois un rétablissement relativement rapide de la condition. Les données recueillies lors de la visite clinique au Centre d'Hébergement de Notre-Dame-de-la-Merci révèlent que les cliniciens sont peu outillés ou n'utilisent pas les ressources disponibles afin de procéder à une évaluation de la marche par observation exhaustive et complète, et ce, dans un temps d'administration acceptable. Bref, la grille aide-mémoire proposée sera un atout pour la pratique clinique avec la clientèle PTH. Le développement d'un outil pour la clientèle orthopédique qui allie un éventail justifié de paramètres qualitatifs et quantitatifs semble avoir une place de choix dans les milieux cliniques de réadaptation. L'évaluation des qualités métrologiques de la capacité des physiothérapeutes à évaluer par observation les différentes variables soulevées demeure une avenue future de recherche.

Partie IV

Les technologies d'actimétrie et la clientèle blessée médullaire

1. Épidémiologie

Les lésions de la moelle épinière peuvent être classées en deux catégories : les lésions de cause traumatique et non traumatique (tumeur, sténose spinale). Cette section du travail se limitera aux atteintes résultant d'un traumatisme. Au Canada, selon une récente parution du Rick Hansen Institute, il a été démontré que près de 86 000 Canadiens vivent avec une lésion médullaire et que 4300 nouveaux cas surviendront chaque année au Canada (1). De ce nombre, on estime que 42 % (1785 cas) sont des lésions traumatiques. Chez tous les groupes d'âge confondus, l'incidence chez les hommes est supérieure à celle retrouvée chez les femmes (2). On remarque une pointe dans l'incidence au stade de l'adolescence et du jeune adulte (20-29 ans) principalement en raison des accidents de véhicules moteurs. Un second pic d'incidence est observé chez la population âgée (de plus de 70 ans) conséquemment aux chutes. La principale cause de lésion médullaire est les accidents de véhicule moteur (de 35 à 56,4 %) suivi par les chutes (de 19,1 % jusqu'à 63 % chez les plus de 65 ans) et finalement par les actes de violence de même que les activités sportives (11,3 %) (2, 3).

2. Fréquence d'apparition des lésions

Au cours des 15 dernières années, le pourcentage de personnes ayant une tétraplégie incomplète a augmenté, tandis que la paraplégie et la tétraplégie complète ont légèrement diminué (4). Une tétraplégie implique une blessure touchant à l'un des huit segments cervicaux de la moelle épinière, tandis que la paraplégie suppose une lésion

concernant les régions thoraciques, lombaires ou sacrées (4). Selon le dernier rapport du *National Spinal Cord Injury Statistical Center* (NSCICS), en février 2010, 53,2 % des patients présentaient des lésions cervicales au moment du congé, 35,6 % avaient des lésions thoraciques et finalement 10,7 % montraient des lésions lombaires. Plus précisément, près de la moitié (46 %) des patients selon la base de données présentaient des lésions au niveau C5 (15,4 %), C4 (14,5 %) et C6 (10,8 %) (4). Les autres niveaux rapportés couramment sont T12 (6,7 %) et L1 (5 %).

3. Classification ASIA

La classification ASIA (American Spinal Injury Association) (Annexe 2, Partie IV, *Tableau I*) est une évaluation clinique qui a été développée afin de définir plus clairement les niveaux et l'étendue des lésions neurologiques résiduelles post-lésion (5, 6). Elle est divisée en cinq grades décrivant le type de lésion (complète ou incomplète) ainsi que la sévérité de l'atteinte sensitive et motrice (Annexe 2, Partie IV, *Tableau I*). Selon la classification ASIA, il sera question de lésion complète lorsqu'il y a absence de fonctions sensorielles et motrices des segments sacrés les plus distaux et de lésion incomplète lors de la préservation partielle de la fonction motrice et/ou sensitive sous le niveau neurologique incluant les segments sacrés (6). Le niveau lésionnel est précisé par un examen de la motricité et de la sensibilité des quatre membres, du tronc et du périnée. Dix muscles clés testés bilatéralement à l'aide du bilan musculaire manuel ont été retenus, cinq au niveau du membre supérieur et cinq au niveau du membre inférieur (5, 6). L'examen sensoriel comprend vingt-huit dermatomes (de C2 à S4-5) qui sont évalués bilatéralement à l'aide de la sensation de piqure et du toucher léger. Les résultats ci-dessus sont combinés à l'évaluation du segment sacré (contraction sphinctérienne et sensibilité périnéale) afin d'obtenir une cote ASIA ainsi qu'un niveau sensitif et moteur pour le côté droit et pour le côté gauche (6).

Le niveau neurologique de la lésion est déterminé par le niveau sensoriel et moteur le plus caudal demeuré intact. L'évolution dans la condition neurologique suite au choc spinal et à la réadaptation font en sorte que le niveau neurologique variera dans le temps.

4. La classification des différents syndromes

Cette section abordera certains syndromes les plus fréquemment rencontrés en relation avec la marche lors de lésion incomplète de la moelle:

1. Le syndrome centromédullaire est une lésion touchant la région cervicale et retrouvée notamment chez des personnes âgées présentant de l'arthrose ou lors d'une blessure en hyperextension (7, 8). Elle est caractérisée par une faiblesse motrice plus importante au niveau des membres supérieurs qu'aux membres inférieurs et une sensibilité épargnée au segment sacré (7, 9). En plus de la faiblesse, on retrouve des perturbations des fonctions vésicales et une perte de sensibilité en dessous du niveau de la lésion. Le pronostic de récupération à la marche est bon en général, mais est influencé de façon importante par l'âge du sujet (10, 12). Les patients de moins de 50 ans ont le double de chance de retrouver une marche fonctionnelle indépendante comparativement aux sujets plus âgés (environ 90 % vs 40 %).

2. Le syndrome de Brown-Séquard correspond à une lésion de la moitié de la moelle épinière entraînant une hémiplegie et hypoesthésie homolatérale à la lésion. De plus, une perte controlatérale de la sensibilité à la douleur et à la température est également présente. Le syndrome pur est relativement rare en clinique. Le syndrome de Brown-Séquard Plus qui consiste en une atteinte hémiplegique ipsilatérale et une hemianalgésie controlatérale relative est plus fréquent. Il a été démontré que de 75 % à 90 % des patients récupèrent la marche de façon indépendante (13).

3. Le syndrome du cordon antérieur touche les deux tiers antérieurs de la moelle épinière, tout en préservant les cordons postérieurs. Dans ce syndrome, l'atteinte motrice, de la perception et de la sensation de piqure va varier d'un individu à l'autre (9). De plus, le toucher léger, la proprioception et la pression profonde seront préservés de façon partielle. Il persiste fréquemment des déficits concernant la force musculaire et la coordination. Habituellement, les patients avec un syndrome de la moelle antérieure ont seulement 10-20 % de chance de récupération musculaire (14). Même lorsqu'il y a une

certaine récupération, il persiste une puissance musculaire et une coordination pauvre qui réduisent les chances de remarcher (15).

4. Le syndrome du cordon postérieur est caractérisé par une lésion sélective des cordons postérieurs résultants en une perte de proprioception et du sens vibratoire sous-lésionnelle. On note toutefois une conservation de la force musculaire, de la température et de la perception à la douleur (7).

5. Les lésions du cône médullaire constituent une blessure de la moelle sacrée (cône). Cette affectation est caractérisée par une combinaison de signes d'atteinte de motoneurones supérieurs et inférieurs (8, 9, 16). Les déficits incluent une aréflexie vésicale et un degré variable de faiblesse touchant les membres inférieurs.

6. Les atteintes de la queue de cheval ne sont pas considérées comme étant des lésions médullaires proprement dites, puisque la moelle se termine au niveau de l'espace entre L1-L2 (17). Elle représente en fait, une lésion des racines nerveuses périphériques lombo-sacrées. Elle peut provoquer chez certains patients une anesthésie à la selle, des troubles de vessie et d'intestin de même qu'une atteinte variable au niveau des membres inférieurs (7).

5. Taux de récupération ASIA C et ASIA D et paramètre spatio-temporel de la marche

Soixante-cinq pour cent des patients présentant une lésion incomplète sensorimotrice avec préservation d'une certaine force musculaire (ASIA C) parviennent à retrouver une capacité ambulatoire. En ce qui a trait à la clientèle ASIA D, la plupart (95 %-100 %) peuvent réapprendre à marcher (18). Néanmoins, d'après Dietz et coll., rares sont ceux qui atteignent un niveau de fonction ambulatoire similaire à celle des sujets sains. En général, les patients marchent plus lentement et sont fréquemment dépendants d'une aide technique (11, 18, 19). En effet, plusieurs études montrent que les personnes ASIA D peuvent déambuler sans aide technique six mois post-lésion alors que les personnes ASIA C seront le plus souvent dépendantes de ces aides extérieures. De

plus, étant donné le déficit proprioceptif, les patients blessés médullaires sont plus dépendants de l'apport visuel pour adapter la locomotion à un contexte environnemental nécessitant un plus haut degré de précision dans les mouvements des membres inférieurs (18).

6. Importance du concept du CPG (*central pattern generator*)

Les neurones de la moelle épinière qui génèrent le patron locomoteur sont collectivement appelés « centre générateur de la locomotion » ou CPG. Tel qu'expliqué par Réjean Dubuc PhD, le CPG se compare au moteur d'une automobile tandis que les structures suprapinales s'apparentent à la pédale d'accélération et au volant de celle-ci (44).

La définition et la théorie du CPG remontent à 1914 lorsque Brown a décrit des modèles d'activités isolées ressemblant à celle enregistrée lors de la marche dans la moelle épinière de chats désafférentés et décérébrés (20). Le CPG est composé de circuits interneuronaux (interneurones et motoneurones) au niveau spinal qui produisent des patrons d'activités rythmiques et alternés (21). Ces patrons, à l'origine de la locomotion, sont présents à la naissance et permettent une grande variété de mouvements rythmiques indépendants des afférences sensorielles (18). L'activité alternée des muscles fléchisseurs et extenseurs des membres, qui est essentielle pour la locomotion, est considérée comme étant déterminée par l'activité du CPG. De récents travaux ont souligné l'importance de l'apport d'information périphérique sensorielle et les contributions du cortex moteur dans l'élaboration de la fonction du CPG et plus particulièrement dans l'orientation des mécanismes de plasticité après une lésion (22). La production de pas de façon involontaire des patients blessés médullaire, les myoclonies nocturnes, ou le mouvement semblable à la locomotion induite par la vibration ou la stimulation électrique sont des preuves indirectes pour soutenir l'idée que la marche chez l'homme est peut-être induite par le CPG (23). Chez l'humain, l'importance des informations provenant de l'extérieur dans le contrôle de l'activité du CPG est encore plus grande que chez les autres animaux (24). Plus précisément, le patron de base de la locomotion est gouverné par le CPG qui est sous l'influence constante de l'information centrale et périphérique.

7. Outils de mesure pour évaluation de la marche post lésion médullaire

Plusieurs outils existent pour effectuer l'évaluation de la marche chez les personnes blessées médullaires. Toutefois, aucun d'entre eux ne peut être considéré comme le « gold standard » à l'heure actuelle (25). Parmi les évaluations les plus couramment citées, on retrouve le *Walking Index for Spinal Cord Injury* (WISCI) (26). L'évaluation consiste à attribuer un score allant de 0 à 20 selon l'utilisation d'aides techniques, d'orthèses ou d'assistance humaine nécessaire pour marcher sur une distance de 10 m. Le WISCI possède une validité et une fidélité adéquate (27). Par contre, quelques limites ont été rapportées tels qu'un effet plafond et un système de cotation inadéquat (28, 29).

Le Test de marche de six minutes à vitesse désirée évalue la distance parcourue par le patient pendant six minutes. Ce test a pour but d'évaluer le niveau d'endurance du sujet (30). Le Test de marche sur 10 mètres, pour sa part, permet l'évaluation de la vitesse de marche sur courte distance. Les tests possèdent une bonne validité et fidélité (surtout lors des trois premiers mois) selon l'étude de Van Hedel et coll. 2005, lorsque le sujet le réalise à vitesse désirée (25). Chez un groupe de 22 sujets ASI D, le Test de marche sur 10 mètres et le Test de marche de six minutes ont révélé une meilleure fidélité comparativement au WISCI II, puisque celui-ci démontre un effet plafond après seulement 3 mois post lésion (18). Cependant, l'exécution du test de marche de six minutes, effectué subséquemment au Test de marche de 10 mètres, n'apporterait aucune information supplémentaire (28). Pour l'interprétation des paramètres spatio-temporels, Van Hedel et coll. 2009, ont déterminé qu'un patient atteignant une vitesse de marche usuelle d'au moins 0,15 m/s est susceptible de marcher à l'intérieur avec une aide technique, mais nécessitera un fauteuil roulant pour les déplacements extérieurs (31). Lorsque le sujet peut atteindre 0,45 m/s, il pourra se déplacer en se servant d'une aide technique à l'intérieur et à l'extérieur. Finalement, avec une vitesse d'au moins 0,70 m/s, il pourra marcher à l'intérieur comme à l'extérieur sans aide à la marche. Il faut toutefois prendre en considération que la vitesse de marche observée en réadaptation ne représente que partiellement le potentiel de participation en communauté. Il faut également évaluer la capacité de l'individu à augmenter sa vitesse de marche de façon volontaire en cas de

besoin (exemple : franchir un passage piétonnier) ce qui nécessite une vitesse de marche supérieure ou égale à 1,22 m/s (31).

Même si les tests de marche sont faciles et rapides à administrer, d'importantes informations concernant les qualités s de ceux-ci sont manquantes (25). Par exemple, l'étude de Van Hadel (2008) rapporte que la validité de construit est pauvre pour le FIM_L et plusieurs mesures catégorielles concernant la locomotion ont montré un effet plafond ou plancher important (19). L'auteur recommande de combiner plus d'un test afin d'obtenir de meilleures qualités métrologiques. Cette proposition est plus difficilement applicable au contexte clinique où le temps est souvent limité. De plus, ces évaluations de la marche ne sont pas exhaustives et ne permettent donc pas d'expliquer les particularités de la locomotion chez un individu. Par exemple, Wirz et coll. ont constaté que les patients atteints de tétraplégie devaient générer beaucoup plus de force des membres inférieurs pour atteindre le même niveau de fonction qu'un patient paraplégique (18). Ils rapportent que ce phénomène est en partie dû à la compensation nécessaire pour pallier à l'instabilité posturale causée par la faiblesse des membres supérieurs et du tronc. Cet élément est un parmi d'autres qui n'est pas pris en considération lors des évaluations de la marche présentement disponible dans la littérature.

Enfin, les évaluations de la marche, bien souvent, n'abordent pas les contraintes environnementales de la vie courante des patients. Lorsqu'on prévoit un retour à domicile pour un patient, une évaluation de la marche en ligne droite s'avère insuffisante pour estimer la fonctionnalité de l'ambulation. En se référant au modèle de la Classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF), les évaluations en physiothérapie évaluent généralement les capacités et s'effectuent dans un environnement standardisé. La performance, comprenant les réalisations que l'individu accomplit dans son propre environnement, est souvent trop peu évaluée (25). En résumé, les outils actuels ne permettent pas l'évaluation de la marche dans toutes ses composantes essentielles par le professionnel œuvrant auprès du patient blessé médullaire.

Un questionnaire a été élaboré par les quatre membres de l'équipe afin de faire ressortir les méthodes utilisées par les cliniciens pour objectiver la marche auprès de

diverses clientèles (Annexe 1). Le détail concernant le rationnel de celui-ci de même que les questions retrouvées sont décrites dans la section de la partie commune. Le sondage a été remis aux cliniciens travaillant auprès de la clientèle souffrant de lésion médullaire à l'Institut de Réadaptation Gingras Lindsay de Montréal. Les résultats obtenus auprès de sept physiothérapeutes seront présentés dans la section qui suit.

Parmi nos répondants, notons qu'il y a deux physiothérapeutes qui ont entre deux à cinq ans d'expérience, un entre six et dix ans, un entre 11 et 15 ans et finalement trois qui possèdent plus de 15 ans d'expérience auprès de cette clientèle.

Les physiothérapeutes possédant de deux à cinq ans d'expérience ont répondu toujours utiliser des outils standardisés pour évaluer la marche. Les trois principaux tests ayant été mentionnés sont : la vitesse de marche, le Time Up and Go et le test de marche de six minutes. Le temps moyen alloué pour l'évaluation de la marche est de cinq à dix minutes pour ces deux participants. Certaines différences ont été remarquées par rapport à la fréquence de la réévaluation lorsque survient un changement ou encore lors du congé. Le premier thérapeute a répondu évaluer la marche lorsqu'il observe un changement ou lors d'une réévaluation. Tandis que, chez le deuxième sujet, la marche est évaluée à chaque traitement et ce, d'emblée. Parmi les moyens technologiques listés, soit l'iPhone ou le caméscope, aucun n'a été utilisé par ces individus. À la question concernant l'habileté à évaluer correctement la marche par l'observation, nos deux sujets ont répondu qu'elle était relativement bonne.

La personne dans la catégorie de six à dix ans d'expérience a noté utiliser souvent des outils standardisés pour évaluer la marche. Les mêmes trois outils standardisés ont été mentionnés. Le physiothérapeute consacre environ de cinq à dix minutes pour l'observation de la marche du patient qui est réalisé à chaque réévaluation ou quand un changement est noté. Ce professionnel dit avoir utilisé une ou deux fois un enregistrement vidéo comme moyen technologique. La perception de cet individu a été notée comme étant bonne lorsqu'il doit relever des déficits à la marche.

Le clinicien possédant de 11 à 15 ans d'expérience, a énoncé toujours utiliser des outils standardisés pour évaluer la marche en clinique. Les mêmes trois outils retrouvés dans les deux catégories précédentes ont été cités. La personne juge attribuer en

moyenne moins de cinq minutes pour l'observation de la marche. Celle-ci fait partie de chaque traitement, de l'évaluation initiale et de l'évaluation de congé du ce thérapeute. L'usage du caméscope peut être à l'occasion employé afin de filmer la démarche du patient. Ce professionnel percevait sa capacité à évaluer la marche comme étant bonne.

La dernière catégorie regroupe trois professionnels avec plus de 15 ans de pratique. De façon générale, selon les individus, ils ont tendance à utiliser souvent ou toujours les outils standardisés. Le Time Up and Go, la vitesse de marche et le test de marche sur six minutes sont encore les tests qui sont rapportés. Deux personnes ont répondu allouer de cinq à dix minutes pour l'évaluation de la marche tandis qu'une personne a plutôt mentionné prévoir moins de cinq minutes pour réaliser cet élément de l'évaluation. La majorité regarde le patron de marche à chaque traitement alors qu'une personne vérifie cet élément lorsqu'il y a un changement observable. Deux personnes sur trois n'utilisent jamais de technologie à l'intérieur de leur évaluation et leur habilité à évaluer correctement les déficits à la marche est situé entre à améliorer et bonne.

En synthétisant les résultats obtenus auprès des quatre catégories d'expérience, certains éléments intéressants ressortent du lot. On relève que six personnes sur sept perçoivent leur capacité à évaluer correctement les déficits du patron de marche par observation comme étant bonne. Il y a cinq physiothérapeutes sur sept qui mentionnent toujours utiliser des outils standardisés lorsqu'ils évaluent la marche chez les patients blessés médullaires. Suite aux résultats obtenus, il est permis de penser qu'environ 71 % des cliniciens utilisent dans leur évaluation objective, des outils standardisés et ce, à chaque fois. Il est possible que ces chiffres soient élevés en raison de l'affiliation universitaire et l'association de nombreux chercheurs avec ce milieu. Il est toutefois à noter que la taille de l'échantillon de personnes interrogées était relativement petite pour pouvoir généraliser les résultats à l'ensemble des physiothérapeutes traitant cette clientèle. La durée allouée pour l'évaluation du patron de marche est d'environ cinq à dix minutes. La plupart des cliniciens s'entendent pour dire que la marche devrait être réévaluée lorsqu'un changement est observé. Par contre, le choix du moment idéal pour une réévaluation de la marche varie beaucoup entre les intervenants. Chez certains, elle prend place à chaque traitement, alors que chez d'autres, cela est faite d'emblée lors d'une réévaluation ou du congé. De plus, la technologie ne prenait pas encore une place

très importante dans ce milieu. Elle se limite à un caméscope qui n'est qu'occasionnellement mis à la disposition des cliniciens. Cette information amène à penser que l'actimétrie ne fait pas encore partie des outils utilisés pour mesurer objectivement l'impact des traitements. La dernière question sondait les praticiens par rapport aux besoins du milieu relativement à l'évaluation de la marche. Les commentaires ayant été mis de l'avant comprennent : une grille avec les points principaux à regarder et les paramètres spatio-temporels de marche nécessaires pour être autonomes en communauté. À la lumière des études portant sur les évaluations cliniques de la marche chez les BM de même que sur leur utilisation en clinique et compte tenu des particularités de la clientèle, il conviendrait de proposer de nouvelles avenues en évaluation qui viendrait compléter les informations déjà recueillies.

8. Actimétrie : une technologie émergente pour analyser la locomotion

L'actimétrie est une méthode servant à mesurer objectivement divers mouvements du corps humain de façon non invasive (32). Ici, il sera question d'actimétrie portative et qui peut donc recueillir divers paramètres spatio-temporels de la marche au courant de la journée. La possibilité d'utilisation en communauté a donc été un facteur important dans le choix des technologies présentées dans le cadre de ce travail. Ces technologies permettent aux cliniciens de suivre l'évolution du patient à travers la récupération spontanée et suite aux traitements de réadaptation. Les données issues de ces instruments peuvent également être utilisées afin de comparer les profils de patients avec ou sans déficit. Les informations provenant de ces appareils pourraient aider à suivre l'évolution de l'endurance à la marche, le niveau d'activité ainsi qu'à identifier les différences existantes entre le milieu clinique et l'environnement propre du patient. L'actimétrie pourrait donc apporter de nouvelles avenues complémentaires à l'évaluation d'une clientèle possédant une bonne récupération motrice, notamment en documentant l'ambulation en dehors d'un environnement contrôlé. Quatre appareils seront abordés, soit le podomètre, le StepWatch Activity Monitor, le DynaPort minipod et le Iphone.

8.1. Podomètre

Le podomètre est un outil peu coûteux, facile à utiliser et accessible à tous. La fonction de base du podomètre est de compter le nombre de pas effectués par un sujet sur d'une période donnée (33) (Annexe 2, Partie IV, *Figure 1*). Il est composé d'un capteur mécanique à ressort qui est activé chaque fois qu'un mouvement est détecté au niveau des hanches ou lors de la frappe du pied au sol. Il existe une grande variété de podomètre, mais pour ce travail, le modèle manufacturé par Yamax le digiwalker SW-200 a été retenu puisqu'il apparaît être un des plus utilisés en recherche (34). Il a été créé au Japon et pèse environ 21 grammes. Le modèle décrit ci-dessus ne permet que de compter le nombre de pas effectué par le sujet. Le manufacturier recommande de porter l'instrument au niveau de la taille soit du côté droit ou gauche en se situant sur la ligne médiane de la cuisse (35).

Le SW-200 a démontré avoir une exactitude de $\pm 1\%$ chez une population saine (36). Une étude de Baukje et coll. a testé le podomètre Yamax chez une clientèle atteinte du Parkinson. Lors de leur conclusion, les auteurs ont rapporté que la vitesse de marche influençait les résultats enregistrés par le podomètre (30). Celui-ci a enregistré moins de pas à basse vitesse. Le pourcentage d'erreur absolue est de 4,5 à 10 % lorsque la vitesse de marche est de $> 1,01$ m/s et de 10,2 à 17,2 % à une vitesse $< 0,97$ m/s (30). Ce phénomène est attribuable au fait qu'à basse vitesse le mouvement linéaire de haut en bas du ressort dans le mécanisme est insuffisant pour faire l'enregistrement du pas. De plus, il est relaté que le podomètre n'est pas un outil très sensible lorsqu'il est utilisé avec une aide technique à la marche (36). Une autre étude conduite par Molt et coll., a également confirmé que la précision du podomètre était affectée lorsque la vitesse de marche est diminuée comme chez la clientèle neurologique qui représentait l'objet de l'étude (36). Dans l'étude, les 23 participants ont marché sur un tapis roulant à différentes vitesses de marche variant entre 41 et 94 m.min⁻¹. Parmi ceux possédant une vitesse de marche moyenne supérieure à 54 m.min⁻¹ les résultats obtenus du pourcentage moyen d'erreur étaient de 1,9 % (95 % IC 1,4-5,1 %). Par opposition, lorsque le groupe marchait avec une vitesse de 41 m.min⁻¹ ou 54 m.min⁻¹ leurs pourcentages moyens d'erreur étaient de $26,6 \pm 33,7\%$ (95 % IC 9,2-43,9 %). L'auteur mentionne également que la variabilité dans la démarche du sujet peut contribuer à l'erreur sur les données enregistrées avec le

podomètre. S'il y a la présence de forces différentielles ou d'une variation de l'excursion verticale du bassin, cela mènera à des longueurs ou largeurs de pas inconstantes, qui peuvent par conséquent, faire varier le nombre de pas comptabilisés (36).

Bref, le podomètre est un outil intéressant pour mesurer de façon objective le nombre de pas effectué par un patient dans une journée. Toutefois, il ne devrait pas être utilisé avec une clientèle utilisant un auxiliaire de marche ou ayant une vitesse de marche inférieure à 54 m.min⁻¹, compte tenu de la faible précision y étant reliée.

8.2. Stepwaych Activity Monitor

Le Stepwatch Activity Monitor (SAM) est une montre composée d'un accéléromètre et d'un microprocesseur pouvant être portée pour de longues périodes à la cheville (*Annexe 2, Partie IV, Figure 2*) (37). Cet outil peut être employé pour calculer le nombre de pas par minute effectué à domicile comme en communauté à chaque instant de sa journée (38). L'enregistrement peut se faire sur une journée ou de façon continue jusqu'à concurrence de six semaines. Un profil d'information sur la marche peut être généré par le programme fourni avec l'appareil. Par exemple, la variation dans l'intensité de la marche au cours d'une période de même que la relation entre les périodes d'activité versus les périodes de repos peuvent être analysées.

Les résultats de recherche indiquent que la SAM est précise et fiable lorsqu'il est utilisé au cours du Test de marche de six minutes et au 10MWT. L'étude de Mudge et coll. montre une excellente fidélité test-retest lorsque la SAM est utilisée sur une période de 3 jours chez les clients post-AVC, le taux le plus élevé de pas en une minute étant la donnée la plus fiable de cet appareil. Par ailleurs il est conseillé d'éviter une évaluation pendant moins de trois jours étant donné une grande variabilité que cela provoque sur les résultats compilés (37). Cependant, il a été rapporté que la SAM possède une bonne validité de critère pour la clientèle post AVC en phase chronique. Cette validité a été établie à l'aide d'une analyse de marche en trois dimensions à l'intérieur de même qu'une pédale collée sous le soulier du sujet pour l'évaluation extérieur (39). D'autres études seront nécessaires afin de vérifier si cet appareil peut être employé en communauté et

pour tester la possibilité de l'utiliser avec des atteintes différentes au niveau de la sévérité ou du type.

8.3. Dynaport Minipod

Troisièmement, un accéléromètre triaxial appelé DynaPort MiniMod a été développé en 2003 par Mc Roberts et The Hague aux Pays-Bas. Il évalue plusieurs paramètres spatio-temporels de la démarche du sujet. Il permet également d'entreposer les données enregistrées dans une carte mémoire intégrée. Cet appareil est relativement compact et léger (62 x 41 x 18 mm, 53 g) et est alimenté par une pile au lithium qui a une durée de vie de 72 heures (40). L'accéléromètre est fixé à l'aide d'une ceinture élastique près de la colonne lombaire (40) (Annexe 2, Partie IV, *Figure 3*). Cette position est utilisée dans le but d'octroyer une fixation stable à l'appareil qui pourra en outre estimer les angles mesurés au tronc. La position au niveau lombaire permet à l'accéléromètre d'être sensible de façon équivalente aux mouvements émanant de la moitié droite et de la moitié gauche du corps.

Une étude de Houdijk et coll. (2008), a testé le système DynaPort MiniMod en le comparant avec un enregistrement vidéo. Les paramètres spatio-temporels de la marche étaient enregistrés automatiquement dans la carte mémoire de l'appareil et les données étaient analysées à l'aide du logiciel GaitMonitor. Ce programme transforme les données de l'accéléromètre en un cadre de référence globale et détecte diverses caractéristiques de la marche telles que l'attaque du talon, la vitesse de marche, la longueur, le nombre, la durée ainsi que la fréquence de pas du sujet (40). Une étude a été menée auprès d'une clientèle amputée. Pour l'ensemble des sujets, la différence était très petite entre le DynaPort MiniMod et l'enregistrement vidéo en ce qui concerne la vitesse de marche, la cadence, la longueur et de la durée du pas (entre 0,1 % et 1 %) (40, 41). Cependant, d'un point de vue individuel, les différences étaient plus grandes. Les auteurs ont noté une différence potentielle allant de $\pm 3,6$ pour cent pour la durée moyenne du pas et de $\pm 6,3$ pour cent concernant la vitesse de marche moyenne. La longueur du pas semble être plus sensible aux variations comparativement à la durée du pas. Le Dynaport a été jugé très valable et très similaire au GAITRite tel qu'indiqué par le haut pourcentage d'ICC entre les

deux appareils (entre 0,99 et 1,00) (41). Les auteurs suggèrent de l'utiliser avec des paramètres spatio-temporels pris sur plus d'un essai afin d'établir une moyenne de ceux-ci et il doit être utilisé sur une distance minimale de 20 mètres ou 25 pas.

Cet instrument pourrait être bénéfique pour une utilisation en clinique ou à domicile en vue d'avoir d'obtenir les paramètres spatio-temporels de la marche des patients blessés médullaires. L'appareil permettrait également de comparer la marche en communauté avec celle observée en clinique. De futures études devraient être menées afin de connaître la possibilité d'utiliser cet outil portatif chez les blessés médullaires dans un contexte de vie réelle.

8.4 Iphone

La dernière technologie présentée sera l'iPhone 3 G produit par Apple (Annexe 2, Partie IV, *Figure 4*). Celui-ci est constitué d'un accéléromètre à trois dimensions qui permettent une quantification de la qualité du mouvement. L'iPhone possède plusieurs caractéristiques intéressantes comme une vaste capacité d'emmagasinement de données, des logiciels très robustes qui facilitent l'analyse des différentes tâches effectuées et une zone étendue de couverture sans fil pour transmettre par courriel les données recueillies. L'iPhone permettrait également d'avoir une rétroaction instantanée sur l'activité réalisée par le patient depuis le début de la journée et donc, de suivre la progression des objectifs fixés par le sujet avec son thérapeute. Selon l'auteur LeMoyne, l'iPhone pourrait être utilisé pour analyser le patron de marche à l'aide de ses accéléromètres sans fil (34).

L'utilisation de cet outil pour évaluer la marche a été expérimentée chez un sujet sain. Le téléphone a été attaché autour de la cheville du sujet, plus précisément au niveau de la malléole latérale gauche. L'enregistrement des données de dix essais, pendant la même journée, a été réalisé en ligne droite dans un couloir de 25 mètres. Les informations ont été recueillies à Pittsburgh et ont été transmises sans fil par courriel à Los Angeles afin d'y être analysées (34). Les deux paramètres de marche retenus pour cette expérimentation étaient le temps moyen d'accélération ainsi que la durée du cycle entre les deux phases d'appui. Dans l'ensemble, l'auteur a démontré un haut niveau de cohérence de ces deux paramètres (34). La moyenne globale d'accélération lors du cycle

est de 0.63 g avec un écart-type de 0,05 g. La moyenne globale de la durée du cycle est de 0,87 seconde avec un écart-type de 0,04 seconde avec un intervalle de confiance de 95 %.

Cette première expérimentation concernant l'iPhone permet d'envisager cette technologie pour analyser la marche. D'autres études devront être menées dans le futur pour continuer à vérifier les qualités métrologiques de cet outil dans différents contextes. L'iPhone pourrait être un instrument intéressant à employer avec patients en externe puisqu'il est moins coûteux que certains accéléromètres et qu'il est de plus en plus répandu dans notre société.

9. Recommandation au milieu clinique en lien avec l'utilisation possible des technologies pour les blessés médullaires.

De plus en plus, l'intérêt de technologies transportables pouvant être portées en continu dans l'environnement du patient ne cesse de croître. Ces appareils permettent aux cliniciens de compiler quotidiennement certains paramètres de la marche usuelle. Ce type de suivi, qui serait habituellement impossible en réadaptation, permet de documenter de façon beaucoup plus précise le fonctionnement du patient. Les données recueillies par ces appareils pouvant être transmises aisément, ces diverses technologies peuvent éviter à leur utilisateur des déplacements fastidieux pour les rendez-vous de contrôle. De plus, ces systèmes portatifs pourraient entraîner une implication plus active du sujet à sa réadaptation et une personnalisation supérieure des interventions (33). Par exemple, l'iPhone ou le podomètre permettent de nouvelles perspectives pour guider le patient à travers la réalisation d'activité physique. Ces outils s'octroient la possibilité de fixer des objectifs concrets à atteindre et d'avoir une rétroaction en temps réel sur l'activité réalisée chaque jour (42).

Le podomètre qui est un outil peu coûteux et facilement accessible a démontré être valide pour la comptabilisation du nombre de pas chez une clientèle saine (36). Toutefois, comme les données ci-dessus l'attestent, la sensibilité de celui-ci est nettement abaissée chez une clientèle avec une vitesse de marche diminuée. L'utilisation de cet outil n'est donc pas recommandée chez toute la clientèle blessée médullaire, puisqu'un des

problèmes majeurs rencontrés par cette clientèle est une diminution de la vitesse de marche. En effet, les données recueillies par Van Hedel montrent que la vitesse moyenne habituelle sur une distance de 10 mètres tourne autour de $0,93 \pm 0,38 \text{ ms}^{-1}$ alors que la vitesse maximale s'établit à $1,28 \pm 0,55 \text{ ms}^{-1}$. (28) Donc, une partie de la clientèle se retrouve sous ces valeurs et ne peut donc pas être évaluée avec cet appareil. Une autre application possible du podomètre avec cette clientèle neurologique pourrait être de fixer des objectifs au patient. Par exemple, en ciblant un nombre de pas minimum à atteindre, dans le but de motiver le patient à être actif pour récolter les impacts bénéfiques de l'activité et pour augmenter son endurance à la marche.

Le StepWatch pourrait également être un outil à considérer. Il pourrait être porté par les patients en externes à domicile afin de comparer leurs paramètres spatio-temporels à la marche aux données obtenues lors du congé. Toutefois, le prix élevé de 525 \$ pour l'appareil et 1600 \$ pour le support qui permet le transfert de données représente une limite pour certains milieux (43).

Le Dynaport minipod a démontré de très bonnes qualités métrologiques avec une clientèle possédant des similitudes avec la clientèle blessée médullaire (41). La longueur, le nombre et la durée du pas de même que la vitesse de marche des sujets seraient enregistrés lors de déplacement réalisé en communauté et au domicile du patient. La carte mémoire permet d'enregistrer ces données qui pourront être analysées par le physiothérapeute lors du suivi en clinique. Cet appareil est par contre dispendieux (3000 \$) et le logiciel GaitMonitor est nécessaire pour analyser les données recueillies.

Finalement, l'iPhone a été très peu étudié dans la littérature pour son application permettant d'analyser la marche. L'iPhone est portatif et léger ce qui permet un usage dans les activités quotidiennes du patient. De plus, la possibilité d'envoyer par courriel les données enregistrées par le téléphone pendant la journée est une avenue intéressante pour réaliser le suivi des patients qui se démarque des autres technologies. Il est très répandu et relativement peu coûteux comparativement au Stepwatch ou au DynaPort (250-300 \$ versus 3000 \$). Seulement deux paramètres de la marche ont été évalués dans l'étude de LeMoyne. Néanmoins, ces deux composantes ont démontré être très cohérentes entre elles (34). Par contre cette étude portait seulement sur un seul sujet sain. De plus, la faisabilité de l'enregistrement de ces paramètres pourrait être affectée par

la variabilité, l'asymétrie du patron de marche de même que la diminution de la vitesse de marche de la clientèle blessée médullaire. L'impact de l'utilisation d'une aide technique sur les enregistrements devrait également être testé pour mieux définir les conditions d'utilisation de cette technologie.

En bref, l'accéléromètre est l'outil qui s'est le plus démarqué dans cette revue de la littérature. Il est utilisé sous différentes formes à travers différentes interfaces. Les outils sélectionnés devaient être portatifs, utilisables à l'extérieur d'un contexte clinique et avoir fait l'objet de différentes études sur leurs qualités métrologiques. Le DynaPort minipod ressort du lot puisqu'il permet de tout faire ce que les autres outils procurent, mais en plus, il fournit des paramètres de marche supplémentaires. Il est également intéressant puisque ses qualités métrologiques ont été exposées par rapport à une clientèle amputée. Les personnes amputées possèdent certaines caractéristiques communes avec la clientèle blessée médullaire telles qu'une variation de la vitesse de marche, une asymétrie du patron de marche et une utilisation d'auxiliaire à la marche. Toutefois, ces deux clientèles restent très distinctes sur d'autres aspects. Ainsi, la validation de l'appareil avec les personnes blessées médullaires demeure une étape incontournable. Puisque la physiothérapie est une profession devant être reconnue pour sa pratique basée sur des données probantes, il est primordial d'avoir des mesures objectives afin de justifier nos interventions auprès du patient et pour guider notre plan de traitement (35). En ce sens, certaines de ces technologies pourraient venir jouer ce rôle auprès de diverses clientèles en réadaptation.

10. Conclusion

Pour conclure, ce travail démontre un certain manque d'outils d'évaluation standardisés spécifiques à la marche chez la clientèle blessée médullaire. Les tests de marche chronométrés sont ceux qui sont davantage ressortis du sondage mené auprès des physiothérapeutes cliniciens. Les outils servant à objectiver le patron de marche du patient sont peu ou pas employés par les cliniciens interrogés. Tel que mentionné précédemment, la marche observée en réadaptation ne représente que partiellement le potentiel de participation du sujet en communauté et la plupart des évaluations de la

marche ne prennent souvent pas en considération cette donnée importante (25). À cet effet, une revue des diverses technologies émergentes dans le domaine de la réadaptation a été menée. Plusieurs avenues intéressantes pour le futur ont été dénichées. Le DynaPort minipod semble être l'appareil s'étant le plus démarqué pour un éventuel usage avec la clientèle blessée médullaire. De plus amples recherches devront être réalisées afin de vérifier les qualités métrologiques de ces outils auprès de la clientèle neurologique. Une idée intéressante serait de mettre à la disposition des chercheurs et des cliniciens un modèle du DynaPort en vue de réaliser un projet pilote. L'iPhone est également une technologie qui pourrait être intéressante à approfondir en recherche. L'outil, qui est de plus en plus populaire et disponible auprès de la jeune clientèle, pourrait être porté tout au long de la journée. Le but serait de récolter certains paramètres de marche ou d'instaurer divers objectifs individualisés au jour le jour. Le nombre de technologies permettant d'évaluer la marche est sans cesse grandissant notamment en raison du développement qui se fait dans le domaine de l'activité physique. L'implantation de celles-ci en milieu clinique pourrait enrichir les évaluations réalisées jusqu'à ce jour en clinique. Il est donc souhaitable que les professionnels demeurent à l'affût des nouvelles technologies ainsi que des études décrivant leurs qualités et limites respectives afin de bonifier leurs pratiques cliniques.

CONCLUSION

Le patron de marche de patients atteints d'un problème musculo-squelettique ou neurologique diffère de celui d'une personne en santé. L'évaluation de ces déviations, d'une importance pourtant incontestable, n'est pas standardisée dans la plupart des milieux de réadaptation. Or, il est impératif d'en évaluer les particularités de la manière la plus objective possible. Ainsi, dans le cadre de ce travail, les principales altérations du patron de marche chez différentes clientèles ont été identifiées afin de mieux comprendre les altérations du patron de marche et de les évaluer objectivement.

Dans le cadre de ce projet, des recommandations adaptées aux besoins cliniques de l'IUGM, de l'IRGLM et du CH Notre-Dame-de-la-Merci ont été apportées selon les clientèles évaluées. Ainsi, le *Rivermead Visual Gait Assessment* (RVGA), un outil d'observation du patron de marche pour la clientèle âgée post-AVC, a été proposé aux physiothérapeutes de l'IUGM pour permettre de mieux standardiser cette évaluation. L'ébauche d'une nouvelle grille d'interprétation du patron de marche des sujets hémiparétiques en trois sous-sections détaillées a été introduite aux physiothérapeutes de l'IRGLM travaillant avec les personnes ayant subi un AVC. Dans la même lignée, une grille sommaire d'évaluation des principales perturbations arthrocinématiques du membre inférieur survenant typiquement chez la clientèle post-arthroplastie de remplacement de la hanche ainsi qu'une interprétation des cotations attribuées ont été proposées aux physiothérapeutes du CH Notre-Dame-de-la-Merci exerçant auprès de la clientèle. Finalement, quatre outils d'actimétrie servant à évaluer les paramètres spatio-temporels de la marche ont été identifiés. Parmi ceux-ci, le Dynaport Minipod est l'accéléromètre qui serait le plus propice pour une éventuelle utilisation auprès de la clientèle blessée médullaire à l'IRGLM.

Au terme de cette synthèse des connaissances de l'évaluation clinique de la marche en physiothérapie, il a été ressorti qu'il y a encore place à amélioration quant à

cette facette. Le RVGA, deux nouvelles grilles d'évaluation du patron de marche et l'utilisation de technologies émergentes constituent un début de sensibilisation des cliniciens à cette évaluation. Toutefois, de futurs projets devront évaluer l'applicabilité clinique des nouvelles grilles de même que leurs qualités métrologiques. D'autres recherches pourront également confirmer l'utilité clinique de RVGA et des technologies avec leur clientèle respective.

RÉFÉRENCES

Introduction:

1. Whittle M. Gait analysis: an introduction. Third edition ed. Leith Walk, Edinburg: Butterworth-Heinemann; 1996.
2. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2e ed. Thorofare: SLACK Incorporated; 2010.
3. McGinley JL, Morris ME, Greenwood KM, Goldie PA, Olney SJ. Accuracy of clinical observations of push-off during gait after stroke. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation. 2006 Jun;87(6):779-85.
4. Pélissier J, Pérennou D, Laassel EM. Analyse instrumentale de la marche de l'hémiplégique adulte: revue de la littérature. Annales de Readaptation et de Medecine Physique. 1997;40(5):297-313.
5. Turani N, Kemiksizoglu A, Karatas M, Ozker R. Assessment of hemiplegic gait using the Wisconsin Gait Scale. Scandinavian journal of caring sciences. 2004 Mar;18 (1):103-8.
6. Lipsitz LA JP, Kelley MM, Koestner JS. Causes and correlates of recurrent falls in ambulatory frail elderly. J Gerontol 1991;46:M114-M22.
7. Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, Lunghi F, Verdesca S, Grippo A. Gait in hemiplegia: evaluation of clinical features with the Wisconsin Gait Scale. Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine. 2007 Mar;39 (2):170-4.
8. Toro B, Nester C, Farren P. A review of observational gait assessment in clinical practice. Physiotherapy Theory and Practice. [Review]. 2003;19 (3):137-49.
9. McGinley JL, Goldie PA, Greenwood KM, Olney SJ. Accuracy and reliability of observational gait analysis data: judgments of push-off in gait after stroke. Physical Therapy. [Multicenter Study]. 2003 Feb;83(2):146-60.
10. Brunnekreef JJ, van Uden CJT, van Moorsel S, Kooloos JGM. BMC Musculoskeletal Disorders. 2005;6(1):17.
11. Toro B, Nester CJ, Farren PC. The status of gait assessment among physiotherapists in the United Kingdom. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. [Proceedings Paper]. 2003 Dec;84(12):1878-84.

Partie I:

1. Demers L, Desrosiers J, Ska B, Wolfson C, Nikolova R, Pervieux I, et al. Assembling a toolkit to measure geriatric rehabilitation outcomes. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2005 Jun;84 (6):460-72.
2. Tyson S, Connell L. The psychometric properties and clinical utility of measures of walking and mobility in neurological conditions: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*. [Review]. 2009;23 (11):1018-33.
3. Daly JJ, Nethery J, McCabe JP, Brenner I, Rogers J, Gansen J, et al. Development and testing of the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.): A measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*. 2009 15 Apr;178 (2):334-9.
4. Mudge S, Stott NS. Outcome measures to assess walking ability following stroke: a systematic review of the literature. *Physiotherapy*. [Review]. 2007 Sep;93 (3):189-200.
5. Auger C, Demers L, Swaine B. Making sense of pragmatic criteria for the selection of geriatric rehabilitation measurement tools. *Archives of Gerontology and Geriatrics*. 2006 Jul;43 (1):65-83.
6. Auger C, Demers L, Desrosiers J, Giroux F, Ska B, Wolfson C. Applicability of a toolkit for geriatric rehabilitation outcomes. *Disability and Rehabilitation*. 2007;29 (2):97-109.
7. Fougeyrollas P CR, Bergeron H, Côté J, St-Michel G. Classification québécoise: Processus de production du handicap. handicap Rislpdpd, editor. Québec: RIPPH/SCCIDIH; 1998.
8. Anemaet WK, Moffa-Trotter ME. Functional tools for assessing balance and gait impairments. *Topics in Geriatric Rehabilitation*. [Review]. 1999 Sep;15 (1):66-83.
9. Vanswearingen JM, Paschal KA, Bonino P, Yang JF. The modified gait abnormality rating scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Physical Therapy*. 1996 Sep;76 (9):994-1002.
10. Huang W-NW, VanSwearingen JM, Brach JS. Gait variability in older adults: observational rating validated by comparison with a computerized walkway gold standard. *Physical Therapy*. 2008 Oct;88(10):1146-53.
11. Hughes KA, Bell F. Visual assessment of hemiplegic gait following stroke: Pilot study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1994;75 (10):1100-7.

12. Faber MJ, Bosscher RJ, Van Wieringen PCW. Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. *Physical Therapy*. 2006 Jul;86 (7):944-54.
13. Ishizuka MA, Mutarelli EG, Yamaguchi AM, Jacob Filho W. Falls by elders with moderate levels of movement functionality. *Clinics (Sao Paulo, Brazil)*. 2005 Feb;60 (1):41-6.
14. Tinetti M. Performance-oriented assessment of mobility problems in elderly patients. *American Geriatrics Society*. 1986;34(2):119-26.
15. Mecagni C, Smith JP, Roberts KE, O'Sullivan SB. Balance and ankle range of motion in community-dwelling women aged 64 to 87 years: A correlational study. *Physical Therapy*. 2000;80 (10):1004-11.
16. *Observational Gait Analysis*. Downey, CA: Los Amigos Research and Education Institute; 2001.
17. O'Sullivan SB, Schmitz, T.J. *Physical Rehabilitation*. Fifth Edition ed. Philadelphia: F.A. Davis Company; 2007.
18. Toro B, Nester C, Farren P. A review of observational gait assessment in clinical practice. *Physiotherapy Theory and Practice*. [Review]. 2003;19 (3):137-49.
19. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. Second edition ed. Thorofare: SLACK Inc.; 2010.
20. McGinley JL, Goldie PA, Greenwood KM, Olney SJ. Accuracy and reliability of observational gait analysis data: judgments of push-off in gait after stroke. *Physical Therapy*. [Multicenter Study]. 2003 Feb;83(2):146-60.
21. Portney L, Watkins, MP. *Foundations of clinical research: applications to practice*. Second edition ed. Saddle River: Prentice-Hall, Inc.; 2000.
22. Rodriquez AA, Black PO, Kile KA, Sherman J, Stellberg B, McCormick J, et al. Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996 Aug;77 (8):801-5.
23. Pizzi A, Carlucci G, Falsini C, Lunghi F, Verdesca S, Grippo A. Gait in hemiplegia: evaluation of clinical features with the Wisconsin Gait Scale. *Journal of rehabilitation medicine : official journal of the UEMS European Board of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2007 Mar;39 (2):170-4.
24. Turani N, Kemiksizoglu A, Karatas M, Ozker R. Assessment of hemiplegic gait using the Wisconsin Gait Scale. *Scandinavian journal of caring sciences*. 2004 Mar;18 (1):103-8.

25. Lord SE, Halligan PW, Wade DT. Visual gait analysis: The development of a clinical assessment and scale. *Clinical Rehabilitation*. 1998;12 (2):107-19.
26. Bureau-Civil N. Le patron de marche chez l'hémi-parétique post AVC: Description, évaluation, traitement. [Présentation Power Point] 2010.

Partie II :

1. Institut Canadien d'information sur la santé (ICIS), Base de données sur les congés des patients (BDGP). Avril 2007 à mars 2008.
2. Statistique de l'état civil du Canada, Base de données sur les décès et Division de la démographie (estimations de la population). In: Canada S, editor. 2000 à 2002.
3. Liu J, Drutz C, Kumar R, mcvicar L, Weinberger R, Brooks D, et al. Use of the six-minute walk test poststroke: Is there a practice effect? Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2008;89(9):1686-92.
4. Santé Canada, Vie saine: Votre santé et vous. 2008 [cited 2008].
5. Umphred DA. Neurological Rehabilitation. 5th edition ed. Elsevier M, editor. St-Louis 2007.
6. Swaine Bonnie. Physiologie des affections neurologiques 1. PHT-2314: Notes théoriques, section 6. Université de Montréal. 2008-2009.
7. Garnier M, Delamare V, Delamare J, Delamare T. Dictionnaire *illustré* des termes de médecine. 28e édition ed. Maloine, editor. Paris 2004.
8. Von Schroeder HP, Coutts RD, Lyden PD, Bilings Jr E. Gait parameters following stroke: A practical assessment. Journal of Rehabilitation Research and Development. 1995;32(1):25-31.
9. Craik RL, Oatis CA. Gait analysis: Theory and applications. St. Louis: Mosby-Year Book; 1995.
10. Lucareli PRG, D'Andrea Greve JM. Knee joint dysfunctions that influence gait in cerebrovascular injury. Clinics. [Evaluation Studies]. 2008 Aug;63(4):443-50.
11. Brandstater ME, de Bruin H, Gowland C, Clark BM. Hemiplegic gait: Analysis of temporal variables. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 1983;64(12):583-7.
12. Roth EJ, Merbitz C, Mroczek K, Dugan SA, Suh WW. Hemiplegic gait: relationships between walking speed and other temporal parameters.: American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation March/April 1997;76(2):128-133.
13. Waters R, Mulroy S. The energy expenditure of normal and pathologic gait. Gait & Posture. 1999;9:207-31.
14. Olney SJ, Richards C. Hemiparetic gait following stroke. Part I: characteristics. Gait & Posture. 1995;4(2):136-48.

15. De Quervain IA, Simon SR, Leurgans S, Pease WS, mcallister D. Gait pattern in the early recovery period after stroke. *Journal of Bone & Joint Surgery - American Volume*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1996 Oct;78(10):1506-14.
16. Beaman CB, Peterson CL, Neptune RR, Kautz SA. Differences in self-selected and fastest-comfortable walking in post-stroke hemiparetic persons. *Gait & Posture*. [Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. 2010 Mar;31(3):311-6.
17. Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, part 1: Adult EMG profiles and walking speed. *Journal of Rehabilitation Research*. 1987;24(2):13-23.
18. Rose J, Gamble JG, Inman VT. *Human Walking*. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins; 2006.
19. Bohannon RW. Selected determinants of ambulatory capacity in patients with hemiplegia. *Clinical Rehabilitation*. 1989;3:47-53.
20. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2007;88(1):43-9.
21. Balasubramanian CK, Neptune RR, Kautz SA. Foot placement in a body reference frame during walking and its relationship to hemiparetic walking performance. *Clin Biomech*. 2010;25(5):483-90.
22. Ada L, Vattanasilp W, O'Dwyer NJ, Crosbie J. Does spasticity contribute to walking dysfunction after stroke? *Journal of Neurosurgery and Psychiatry*. 1998;64:628-35.
23. Sullivan KJ, Mulroy S, SA. K. Walking recovery and rehabilitation after stroke. In: Stein Z, R Harvey, R Macko, and C Winstein, editor. *Stroke Recovery and Rehabilitation* New York: Demos Medical Publishing; 2009. P. 323-42.
24. Patterson KK, Gage WH, Brooks D, Black SE, mcilroy WE. Evaluation of gait symmetry after stroke: a comparison of current methods and recommendations for standardization. *Gait & Posture*. [Comparative Study, Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010 Feb;31(2):241-6.
25. Dimitrijevic MR, Faganel J, Sherwood AM, mckey WB. Activation of paralysed leg flexors and extensors during gait in patients after stroke. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medecine*. 1981;13(5):109-15.
26. Green J, Forster A, J. Y. Reliability of gait speed measured by a timed walking test in patients one year after stroke. *Clinical Rehabilitation*. 2002;16(3):306-14.

27. Winter DA. Foot trajectory in human gait: a precise and multifactorial motor control task. *Physical Therapy*. 1992;72(1).
28. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture*. 1995;3:193-214.
29. Teixeira-Salmela LF, Nadeau S, mcbride I, Olney SJ. Effects of muscle strengthening and physical conditioning training on temporal, kinematic and kinetic variables during gait in chronic stroke survivors. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2001;33(2):53-60.
30. Duclos C, Desjardins P, Nadeau S, Delisle A, Gravel D, Brouwer B, et al. Destabilizing and stabilizing forces to assess equilibrium during everyday activities. *Journal of Biomechanics*. 2009;42(3):379-82.
31. Perry J, Burnfield JM. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2e ed. Thorofare: SLACK Incorporated; 2010.
32. Bara J, Oujamaa L, Chauniveau V, Rougier P, Pérennou D. Asymmetric standing posture after stroke is related to biased egocentric coordinate system. *Neurology*. 2009;72:1582-7.
33. Zamparo P, Francescato MP, De Luca G, Lovati L, di Prampero PE. The energy cost of level walking in patients with hemiplegia. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 1995 Dec;5(6):348-52.
34. Winter DA. Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols. *Physiotherapy Canada*. 1985;37(4).
35. Nadeau S, Arsenault AB, Gravel D, Bourbonnais D. Analysis of the clinical factors determining natural and maximal gait speeds in adults with a stroke. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1999 Mar;78(2):123-30.
36. Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. *Clinical orthopaedics and related research*. 1983;197:147-54.
37. Peterson CL, Hall AL, Kautz SA, Neptune RR. Pre-swing deficits in forward propulsion, swing initiation and power generation by individual muscles during hemiparetic walking. *Journal of Biomechanics*. 2010 August;43 (12):2348-55.
38. Olney SJ, Griffin MP, mcbride I. Temporal, kinematic, and kinetic variables related to gait speed in subjects with hemiplegia: a regression approach. *Physical Therapy*. 1994;74(9):872-85.
39. Knutsson E, Richards C. Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients. *Brain*. 1979 Jun;102(2):405-30.

40. Shiavi R, Bugle HJ, Limbird T. Electromyographic gait assessment, part 2: Preliminary assessment of hmiparetic synergy patterns. *Journal of Rehabilitation Research*. 1987;24(2):24-30.
41. Sulzer JS, Gordon KE, Dhaher YY, Peshkin MA, Patton JL. Preswing knee flexion assistance is coupled with hip abduction in people with stiff-knee gait after stroke. *Stroke*. [Research Support, Non-U.S. Gov't, Research Support, U.S. Gov't, Non-P.H.S.]. 2010 Aug;41(8):1709-14.
42. Mulroy S, Gronnley J, Weiss W, Newsam C, Perry J. Use of cluster analysis for gait pattern classification of patients in the early and late recovery phases following stroke. *Gait & Posture*. 2003;18(1):114-25.
43. Kinsella S, Moran K. Gait pattern categorization of stroke participants with equinus deformity of the foot. *Gait & Posture*. 2008 Jan;27(1):144-51.
44. Dodd K, Morris M, Wrigley T, Goldie P. Clinical analysis of lateral pelvic displacement disorders in stroke. *Physiotherapy Singapore*. 2000;3:98-105.
45. Verdie C, Daviet JC, Borie MJ, Popielarz S, Munoz M, Salle JY, et al. Epidemiology of varus equinus one year after an hemispherical stroke. . *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*. 2004 Mar;47 (2):81-6.
46. Chen G, Patten C. Joint moment work during the stance-to-swing transition in hemiparetic subjects. *Journal of Biomechanics*. 2008;41:877-83.
47. Kerrigan DC, Frates EP, Rogan S, Riley PO. Hip hiking and circumduction: Quantitative definitions. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2000 May;79 (3):247-52.
48. Forget R. *Physiologie des affections neurologique 1*. PHT-2314: Notes théoriques, section 1 et 12. Université de Montréal. 2008-2009.

Partie III:

1. Hébert R et Arcand M. Précis pratique de gériatrie: Edisem; 2007. P. 4-14.
2. Tanguay F et Massé V. Physiothérapie en relation aux chirurgies de reconstruction du membre inférieur. Programme d'Orthopédie édouard-Samson 2010.
3. Arthritis Community Research and Evaluation Unit. Life with arthritis in Canada a personal and public health challenge. 2010 [23 novembre 2010]; Disponible sur: www.santepublique.gc.ca.
4. Roder C, Staub LP, Eggli S, Dietrich D, Busato A, Muller U. Influence of preoperative functional status on outcome after total hip arthroplasty. The Journal of Bone and Joint Surgery. 2007 January 1, 2007;89(1):11-7.
5. Bergeron Y et al. Pathologie médicale de l'appareil locomoteur. 2e, editor: Edisem; 2008.
6. Pospischill M, Kranzl A, Attwenger B, Knahr K. Minimally invasive compared with traditional transgluteal approach for total hip arthroplasty: a comparative gait analysis. The Journal of Bone and Joint Surgery. 2010;92(2):328-37.
7. Maffiuletti AN, Impellizzeri MF, Widler K, et al. Spatiotemporal parameters of gait after total hip replacement: anterior versus posterior approach. The Orthopedic clinics of North America. 2009;40(3):407-15.
8. Stansfield B, Nicol A. Hip joint contact forces in normal subjects and subjects with total hip prostheses: walking and stair and ramp negotiation. Clinical Biomechanics. 2002;17(2):130-9.
9. Müller M, Tohtz S, Winkler T, et al. MRI findings of gluteus minimus muscle damage in primary total hip arthroplasty and the influence on clinical outcome. Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery. 2010;130(7):927-35.
10. Mayr E et al. A prospective randomized assessment of earlier functional recovery in THA patients treated by minimally invasive direct anterior approach: a gait analysis study. Clinical Biomechanics. 2009;Vol 24(10):812-8.
11. Lugade V et al. Gait asymmetry following an anterior and anterolateral approach to total hip arthroplasty. Clinical Biomechanics. 2010;Vol 25(7):675-80.

12. Beaulieu ML et al. Lower limb biomechanics during gait do not return to normal following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*. 2010; Vol 32(2):269-73.
13. Sims K, Richardson C, Brauer S. Investigation of hip abductor activation in subjects with clinical unilateral hip osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*. 2002 August 1, 2002;61(8):687-92.
14. Sicard-Rosenbaum L, Light KE, Behrman AL. Gait, lower extremity strength, and self-assessed mobility after hip arthroplasty. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*. 2002 January 1, 2002;57(1):M47-M51.
15. Lenaerts G et al. Aberrant pelvis and hip kinematics impair hip loading before and after total hip replacement. *Gait & Posture*. 2009;Vol 30(3):296-302.
16. Murray M, Gore DR, Brewer BJ, et al. Joint function after total hip arthroplasty: a four-year follow-up of 72 cases with Charnley and Mtiler replacements. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1981;157:119-24.
17. Perron M, Malouin F, Moffet H, mcfadyen JB. Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(7):504-15.
18. Mont MA, Seyler TM, Ragland PS, et al. Gait analysis of patients with resurfacing hip arthroplasty compared with hip osteoarthritis and standard total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2007;22(1):100-8.
19. Lamontagne M et al. Pelvis and hip joint mechanics during stair ascent and descent following total hip arthroplasty. *Gait & Posture*. 2009;Vol 30(Supplement 1):S54-S.
20. Vogt L, Banzer W, Pfeifer K, Galm R. Muscle activation pattern of hip arthroplasty patients in walking. *Research in Sports Medicine: An International Journal*. 2004;12(3):191 - 9.
21. Foucher KC et al. Preoperative gait adaptations persist one year after surgery in clinically well-functioning total hip replacement patients. *Journal of Biomechanics*. 2007;Vol 40(15):3432-7.
22. Vaz MD, Kramer J, Rorabeck C. Sometric hip Abductor strength following total hip replacement and its relationship to functional assessments. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 1993;Vol. 18:526-31.

23. Meneghini RM, Pagnano MW, Trousdale RT, Hozack WJ. Muscle damage during MIS total hip arthroplasty: Smith-Peterson versus posterior approach. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 2006;453:293-8
24. Beck M et al. The anatomy and function of the gluteus minimus muscle. *Journal of Bone and Joint Surgery. Br.* 2000 April 1, 2000;Vol 82-B(3):358-63.
25. Rasch A, Byström AH, Dalen N, Berg HE. Reduced muscle radiological density, cross-sectional area, and strength of major hip and knee muscles in 22 patients with hip osteoarthritis. *Acta Orthopaedica*. 2007;78(4):505-10.
26. James PJ et al. A comparison of gait symmetry and hip movements in the assessment of patients with monarticular hip arthritis. *Clinical Biomechanics*. 1994;Vol 9(3):162-6.
27. Madsen MS et al. The effect of total hip arthroplasty surgical approach on gait. *Journal of Orthopaedic Research*. 2004;Vol 22 44-50.
28. Hurwitz DE et al. Gait compensations in patients with osteoarthritis of the hip and their relationship to pain and passive hip motion. *Journal of Orthopaedic Research*. 1997;Vol 15(4):629-35.
29. Aminian K et al. Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 1999;Vol 37:686-91.
30. Bennett D et al. Comparison of gait kinematics in patients receiving minimally invasive and traditional hip replacement surgery: a prospective blinded study. *Gait & Posture*. 2006;Vol 23(3):374-82.
31. Perry J et Burnfield MJ. *Gait analysis: normal and pathological function*. 2nd, editor: Slack Incorporated; 2010.
32. Watelain E et al. Pelvic and lower limb compensatory actions of subjects in an early stage of hip osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2001;Vol 82(12):1705-11.
33. Kerrigan DC et al. Hip hiking and circumduction: quantitative definitions. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*. 2000;Vol 79(3):247-52.
34. Loizeau J et al. *Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis*. New York, NY, États-Unis: Elsevier; 1995.

35. Meneghini RM, Smits SA, Swinford RR, Bahamonde RE. A randomized, prospective study of 3 minimally invasive surgical approaches in total hip arthroplasty: comprehensive gait analysis. *The Journal of Arthroplasty*. 2008;23(6, Supplement 1):68-73.
36. Bennett D et al. Temporospacial parameters of hip replacement patients ten years post-operatively. *International Orthopaedics*. 2009;Vol 33(5):1203-7.
37. Miki H, Sugano N, Hagio K, et al. Recovery of walking speed and symmetrical movement of the pelvis and lower extremity joints after unilateral THA. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(4):443-55.
38. De Pablo P, Losina E, Phillips BC, Fossel HA, et al. Determinants of discharge destination following elective total hip replacement. *Arthritis Care & Research*. 2004;51(6):1009-17.
39. Tanaka R, Shigematsu M, Motooka T, Mawatari M, Hotokebuchi T. Factors influencing the improvement of gait ability after total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2010;25(6):982-5.
40. James WY et al. Measurements of temporal aspects of gait obtained With a ultimemorystopwatch in persons with gait impairments. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2000;Vol 30, No 5:279-86.
41. Daly JJ et al. Development and testing of the gait assessment and intervention tool (G.A.I.T.): a measure of coordinated gait components. *Journal of Neuroscience Methods*. 2009;Vol 178, no 2:334-9.
42. Lord SE et al. Visual gait analysis: the development of a clinical assessment and scale. *Clinical rehabilitation*. 1998;Vol 12, no 2:107-19.
43. Rodriquez Arthur A. Gait training efficacy using a home-based practice model in chronic hemiplegia. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 1996;77, no 8:801-5.
44. Vanswearingen J, Paschal K, Bonino P, Yang J. The modified gait abnormality rating scale for recognizing the risk of recurrent falls in community-dwelling elderly adults. *Physical Therapy*. 1996 Sep;76(9):994-1002.
45. Faber MJ et al. Clinimetric properties of the performance-oriented mobility assessment. *Physical Therapy*. 2006;Vol 86, no 7:944-54.

Partie IV:

1. Rick Hansen Institute Farry A DB. The incidence and prevalence of spinal cord injury in Canada overview and estimates based on current evidence. 2010.
2. Dryden DM, Brian H. Rowe, L A. May, Yiannakoulis NL. The epidemiology of traumatic spinal cord injury in Alberta, Canada. CAN J Neurol science. 2003;30:113-21.
3. Pickett GE. Epidemiology of traumatic spinal cord injury in Canada. Spine 2006;31(7):799-805.
4. NSCISC. Spinal cord injury facts and figures at a glance. Birmingham, Alabama: The National Spinal Cord Injury Statistical Center; Febuary 2010.
5. Ho C, Wuermser L, Priebe M, Chiodo A, Scelza W, Kirshblum S. Spinal cord injury medicine. 1. Epidemiology and classification. Archieves Of Physical Medecine And Rehabilitation. 2007;88(3):S49-S54.
6. ASIA. International standards for neurological classification of spinal cord injury. Chicago: ASIA; 2002.
7. Mckinley William MKS, MD; Meade M, phd; Karen Brooke, MT. Incidence and outcomes of spinal cord injury clinical syndromes. The Journal Of Spinal Cord Medecine. 2007;30(3):266-74.
8. Benayoun L, Pease S. Le blessé médullaire : de la phase préhospitalière à la réhabilitation. Le Praticien En Anesthésie Réanimation. 2009;13(2):90-103.
9. Keith C. Hayes P, Jane XC. Hsieh, msc, Dalton L. Wolfe, phd, Patrick J. Potter, MD, Gail A. Delaney, MD. Classifying incomplete spinal cord injury syndromes:algorithms based on the international standards for neurological and functional classification of spinal cord injury patients. Arch Phys Med Rehabilitation. May 2000;81:644-52.
10. Burns S , Daphne G. Gelding, MD, William A. Rolle, Jr., MD, Virginia Graziani, MD,, John F. Ditunno JS, MD. Recovery of ambulation in motor-incomplete tetraplegia. Arch Phys Med Rehabilitation. 1997;78:1169-72.
11. Ditunno JS, G. Clinical relevance of gait research applied to clinical trials in spinal cord injury. Brain Reasearch Bulletin. 2009;78(1):35-42.
12. Dvorak M.F CGF, J. Hoekema, M. Boyd, V. Noonan, P.C. Wing, B., Kwon. Factors predicting motor recovery and functional outcome after traumatic central cord syndrome a long-term follow-up. Spine. 2005;30:2303–11.

13. Roth EJ PT, Pang T, et coll. Traumatic cervical brown-sequard and brown-sequard plus syndrome: the spectrum of presentations and outcomes. *Paraplegia*. 1991;29:582–9.
14. Bohlman HH DT. Spine and spinal cord injuries. 3rd ed. Ed. Philadelphia: WB Saunders; 1992.
15. Scivoletto G, Romanelli A, Mariotti A, Marinucci D, Tamburella F, Mammone A, et al. Clinical factors that affect walking level and performance in chronic spinal cord lesion patients. *Spine [Article]*. 2008 Feb;33(3):259-64.
16. Maynard FJ, Bracken MB, Graham C, Ditunno JF, Donovan WH, Ducker TB, Garber SL, Marino RJ, Stover SL, Tator CH, Waters RL, Wilberger JE and Young W. International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury. *Spinal Cord*. 1997;35:266-74.
17. Orenda'c'ova' J, * dsacizka, Jozef Kafka b, Nadez'da Luka'c'ova' a, Mars'ala c M, S&ulla b I, Jozef Mars'ala a, Nobuo Katsube. Cauda equina syndrome. *Progress In Neurobiology*. 2001;64:613–37.
18. Dietz V et coll.Rehabilitation of locomotion after spinal cord injury. *Restorative Neurology And Neuroscience*. 2010;28:119–30.
19. Van Hedel HJA. Gait Speed in relation to categories of functional ambulation after spinal cord injury. *Neurorehabilitation And Neural Repair*. 2008;23(4):343-50.
20. Brown TG, On the nature of the fundamental activity of the nervous centres together with an analysis of the conditioning of rhythmic activity in progression, and a theory of the evolution of function in the nervous system. *J Physiol* 1914;48:18–46.
21. Frigon SR. Functional plasticity following spinal cord lesions. 2006. P. 231–398.
22. Field-Fote EC, Dietz V. Single joint perturbation during gait: Preserved compensatory response pattern in spinal cord injured subjects. *Clinical Neurophysiology*. 2007;118(7):1607-16.
23. Minassian K, Persy I, Rattay F, Pinter M, Kern H, Dimitrijevic M. Human lumbar cord circuitries can be activated by extrinsic tonic input to generate locomotor-like activity. *Human Movement Science*. 2007;26(2):275-95.
24. Molinari M. Plasticity properties of CPG circuits in humans: Impact on gait recovery. *Brain Research Bulletin*. 2009;78(1):22-5.
25. Lam T, Noonan VK, Eng JJ. A systematic review of functional ambulation outcome measures in spinal cord injury. *Spinal Cord* 2007;46(4):246-54.

26. Burns AS, Delparte JJ, Patrick M, Marino RJ, Ditunno JF. The reproducibility and convergent validity of the walking index for spinal cord injury (WISCI) in chronic spinal cord injury. *Neurorehabilitation And Neural Repair*. 2011;25(2):149-57.
27. Ditunno JF Jr, PL Ditunno², V Graziani¹, G Scivoletto³, M Bernardi⁴, V Castellano³, M Marchetti⁴, H Barbeau⁵, HL Frankel⁶, JM D'Andrea Greve⁷, H-Y Ko⁸, R Marshall⁹ and P Nance¹. Walking index for spinal cord injury (WISCI): an international multicenter validity and reliability study. *Spinal Cord*. 2000;38:234-43.
28. Van Hedel HJA, Dietz V, Curt A. Assessment of walking speed and distance in subjects with an incomplete spinal cord injury. *Neurorehabilitation And Neural Repair*. 2007;21(4):295-301.
29. Kim M, Burns A, Ditunno jr J, Marino R. The assessment of walking capacity using the walking index for spinal cord injury: self-selected versus maximal levels. *Archives Of Physical Medecine And Rehabilitation*. 2007;88(6):762-7.
30. Society AT. ATS Statement: Guidelines for the six-minute walk test. *American Journal Of Respiratory And Critical Care Medicine*. 2002;166:111–7.
31. Van Hedel HJA, Grp ES. Gait Speed in Relation to categories of functional ambulation after spinal cord injury. *Neurorehabilitation And Neural Repair*. 2009 May;23(4):343-50.
32. Lacourse sckajr. The Actimeter: Analyzing human functional mobility. In: Department eace, editor. New Hampshire1991. P. 149-50.
33. Hopple J. What is a pedometer? *The Runners Guide* 2006-2010.
34. Lemoyne R, Cozza M, Implementation of an iphone as a wireless accelerometer for quantifying gait characteristics. In: IEEE, editor. Annual International Conference of the IEEE EMBS; Buenos Aires, Argentina2010.
35. Anthamatten BP. La pratique fondée sur les résultats probants en physiothérapie. *Science direct*. 2009;91:50-7.
36. Motl RW, mcauley E, Snook EM, Scott JA. Accuracy of two electronic pedometers for measuring steps taken under controlled conditions among ambulatory individuals with multiple sclerosis. *Multiple Sclerosis*. 2005;11(3):343-345.
37. Mudge S, Stott NS. Test-retest reliability of the stepwatch activity monitor outputs in individuals with chronic stroke. *Clinical Rehabilitation* 2008;22(10-11):871-7.
38. Bowden MG et coll. Step activity monitor: accuracy and test-retest reliability in persons with incomplete spinal cord injury. *Journal Of Rehabilitation Reasearch And Developement*. 2007;44(3):355-62.

39. Mudge S, Stott N, Walt S. Criterion validity of the stepwatch activity monitor as a measure of walking activity in patients after stroke. *Archives Of Physical Medecine And Rehabilitation*. 2007;88(12):1710-5.
40. Houdijk H, Appelman FM, Van Velzen JM, Van der Woude LHV, Van Bennekom CAM. Validity of dynaport gaitmonitor for assessment of spatiotemporal parameters in amputee gait. *The Journal Of Rehabilitation Reserach And Developement*. 2008;45(9):1335.
41. Hartmann A, Luzi S, Murer K, de Bie RA, de Bruin ED. Concurrent validity of a trunk tri-axial accelerometer system for gait analysis in older adults. *Gait and posture*. 2009;29(3):444-8.
42. Deblok B, Degreef M, Tenhacken N, Sprenger S, Postema K, Wempe J. The effects of a lifestyle physical activity counseling program with feedback of a pedometer during pulmonary rehabilitation in patients with COPD: A pilot study. *Patient Education And Counseling*. 2006;61(1):48-55.
43. Coleman K, Bodies in motion. *Journal Of Rehabilitation Reaserach Anddevelopement*2004;41(2):11-2.
44. Dubuc R, Intégration perceptivomotrice-présentation power point. Université de Montréal,KIN2000Septembre2011.

ANNEXE 1

Figure 1 : Sondage distribué aux différents milieux cliniques

Evaluation de la marche par observation	Quitter ce sondage
1. Sondage cliniciens en physiothérapie:Évaluation de la marche	
<p>Dans le cadre de leur maîtrise professionnelle en physiothérapie à l'Université de Montréal, quatre étudiantes travaillent présentement sur un projet traitant de l'évaluation de la marche en clinique. Ainsi, d'ici avril 2010, en collaboration avec les professeurs qui les dirigent, elles établiront des contacts avec certains milieux cliniques de réadaptation (IRGLM, IUGM et Notre-Dame-de-la-Merci) afin de discuter avec les cliniciens de leurs réalités face à ce domaine de l'évaluation en physiothérapie. Elles offriront aussi de faire une présentation de leur travail aux milieux sollicités. Les clientèles ciblées sont les adultes ayant eu un AVC,, les personnes blessées médullaires et les clients en orthopédie.</p> <p>Faisant partie des milieux de réadaptation ciblés par leur projet de maîtrise, nous vous invitons à remplir le bref sondage suivant dans le but que les étudiantes soient au fait de l'état actuel de l'évaluation de la marche dans votre milieu et puissent répondre au mieux à vos attentes.</p> <p>Merci de votre précieuse collaboration.</p>	
1. Utilisez-vous des outils standardisés pour évaluer la marche?	
<p><input type="radio"/> Oui</p> <p><input type="radio"/> Parfois</p> <p><input type="radio"/> Rarement</p> <p><input type="radio"/> Non</p>	
2. Si vous utilisez des outils standardisés à la question 1, placez en ordre de croissant de priorité les tests suivants:	
<p><input type="checkbox"/> Outil standardisé d'évaluation de la marche par observation avec grille ou échelle (ex: POMA, GARS-M, etc.)</p> <p><input type="checkbox"/> Outil d'évaluation de la marche par observation avec grille "maison"</p> <p><input type="checkbox"/> Outil d'évaluation de la marche par observation sans grille</p> <p><input type="checkbox"/> Test de marche de six minutes</p> <p><input type="checkbox"/> Timed Up and Go</p> <p><input type="checkbox"/> Vitesse de marche</p> <p>Autre (veuillez préciser)</p>	

3. Choisissez dans les items suivants ceux qui représentent le contexte et/ou l'environnement dans lequel

- ☐ Avec chaussures
- ☐ Dans le gymnase
- ☐ Dans le corridor (à l'étage)
- ☐ Avec obstacles
- ☐ Sur différentes surfaces
- ☐ En salle individuelle (sans distractions environnantes)
- ☐ Sur tapis roulant

Autre (veuillez préciser)

4. Identifiez les différents paramètres dont vous tenez compte lors de l'évaluation de la marche par observation? Précisez au besoin.

- ☐ Vitesse de marche
- ☐ Utilisation d'aide(s) à la marche
- ☐ Utilisation d'orthèse(s)
- ☐ Distance parcourue
- ☐ Variabilité des pas

Autre (veuillez préciser)

5. Combien de temps allouez-vous à l'observation de la marche par période d'évaluation?

- ☐ Moins de 5 min
- ☐ 5-10 min
- ☐ 15-20 min
- ☐ Plus de 20 min

Veuillez préciser

6. À quelle fréquence réévaluez-vous la qualité du patron de marche de vos patients?

- ☐ À l'évaluation initiale
- ☐ À chaque traitement
- ☐ Aux réévaluations
- ☐ À l'observation d'un changement
- ☐ Au congé

Autre (veuillez préciser)

7. Utilisez-vous un des moyens technologiques suivants pour observer la marche?

- ☐ iPhone
- ☐ Caméscope

Autre (veuillez préciser)

8. Quelle est votre perception de vos capacités à évaluer correctement les défécits de la marche par observation?

- ☐ Nulle
- ☐ Pauvre
- ☐ Modérée
- ☐ À améliorer
- ☐ Bonne
- ☐ Excellente

9. Afin que notre projet de maîtrise vous soit profitable, nous désirons connaître vos besoins quant à l'évaluation de la marche par observation dans votre milieu.

10. Combien d'années d'expérience avez-vous?

- ☐ < 2 ans
- ☐ 2 à 5 ans
- ☐ 6 à 10 ans
- ☐ 11 à 15 ans
- ☐ > 15 ans

MERCI!

ANNEXE 2

Partie I:

Tableau II : Grille d'observation

OBSERVATIONS	
Générales	Balayage visuel
	Manipulation de l'AT
	Niveau d'appui sur AT
	Fatigabilité
	Critère(s) d'arrêt
	Niveau de supervision/aide
Pas	AT/soulier
	Virages
	Initiation
	Longueur*
	Cadence*
	Hauteur*
	Propulsion (centre de masse)
	Variabilité
	Continuité
	Mise en charge
	Trajectoire
	Symétrie
	Largeur*
	Coordination
	Patron AT (2 temps, 3 temps)
Cheville/pied	Dégagement
	Attaque du talon
	Flexion plantaire
	Flexion dorsale
	Inversion (MEC sur bord externe)
	Agrippement des orteils
Genou	Poussée plantaire
	Flexion
	Extension
	Dérobade
Hanche	Valgus/varus
	Flexion
	Extension
	Rotation int/ext
Bassin	Adduction
	Déplacements latéraux (transferts de poids)
	Tredenlenbourg
	Élévation/circumduction
Tronc	Rotation ant/post (dissociation des ceintures)
	Oscillations
	Flexion (antépulsion)
	Extension (rétropulsion)
MS	Rotation (retrait de l'hémicorps)
	Synchronisation
	Balancement (dissociation des ceintures)
	Extension épaule
	Dépression/rétraction/élévation épaule
	Flexion coude

Figure 1: Modified Gait Abnormality Rating Scale (GARS-M)

The Modified GARS				
Aspects of Gait	Date	Date	Date	Date
STAGGERING: Sudden, unexpected, laterally directed loss of balance 0 = No loss of balance to the side 1 = A single lurch to the side 2 = Two lurches to the side 3 = Three or more lurches to the side				
ARM-LEG SYNCHRONY: Contralateral arm and leg movement 0 = Good contralateral arm and leg motion 1 = Arm and leg control out of phase 25% of time 2 = Arm and leg moderately out of phase 25–50% of time 3 = Little or no synchrony present				
VARIABILITY: Stepping-arm movement consistency and rhythm 0 = Fluid and predictably paced limb movements 1 = Occasional interruptions (changed velocity) <25% of time 2 = Unpredictability of rhythm <25–75% of time 3 = Random timing of limb movements				
FOOT CONTACT: Heel strike 0 = Very obvious angle of impact of heel 1 = Barely visible impact of heel 2 = Entire foot strikes the ground 3 = Anterior foot strikes ground before the heel				
HIP ROM: The degree of hip ROM during gait 0 = Obvious hip extension (10°) at double stance 1 = Just barely visible hip extension 2 = No hip extension 3 = Thigh flexed during double stance				
SHOULDER EXTENSION: Arm swing 0 = 15° of flexion, 20° of extension 1 = Shoulder flexes slightly anterior only 2 = Shoulder comes to 0° only with flexion 3 = Shoulder stays in extension through the arm swing				
GUARDEDNESS: Propulsion rate & arm swing/step commitment 0 = Good forward momentum and no apprehension 1 = Center of gravity of HAT (head, arms, trunk) projects only slightly forward in front of push-off, but still good arm-leg coordination 2 = HAT held over anterior aspect of foot, moderate loss of smooth reciprocation 3 = HAT held over rear aspect of stance foot and great tentativity in stepping				
Modified GARS Total Score				

Source: Reprinted with permission of the Gerontological Society of America, 1030 15th Street, NW, Suite 250, Washington, DC 20005. Gait assessment in the elderly: a gait abnormality rating scale and its relation to falls (table). L Wolfson, R Whipple, P Anerman, JN Tobin, *Journal of Gerontology*, 1990, Vol 45. Reproduced by permission of the publisher via Copyright Clearance Center, Inc.

Tiré de : Anemaet, 1999 (8)

Figure 2 : Performance-Oriented Mobility Assessment (POMA)

The Tinetti Assessment Tool

	Date	Date	Date	Date
BALANCE TEST: Subject is seated on hard, armless chair.				
SITTING BALANCE Leans or slides in chair = 0; Steady, safe = 1				
ARISES Unable without help = 0; Able, uses arms to help = 1; Able without using arms = 2				
ATTEMPTS TO RISE Unable without help = 0; Able, requires >1 attempt = 1; Able on first attempt = 2				
IMMEDIATE STANDING BALANCE Unsteady, moves feet, sways, swaggers = 0; Steady but uses support = 1; Steady without support = 2				
STANDING BALANCE Unsteady = 0; Steady but >4-inch base of support and requires support = 1; Narrow stance without support = 2				
STERNAL NUDGE (feet close together) Begins to fall = 0; Staggers, grabs, catches self = 1; Steady = 2				
EYES CLOSED (feet close together) Unsteady = 0; Steady = 1				
TURNING 360° Discontinuous steps = 0; Continuous steps = 1				
TURNING 360° Unsteady, grabs, staggers = 0; Steady = 1				
SITTING DOWN Unsafe, misjudges distance, falls = 0; Uses arms or not a smooth motion = 1; Safe, smooth motion = 2				
GAIT TEST: Subject walks at a normal pace.				
GAIT INITIATION (immediately after told "go") Any hesitancy, multiple attempts to start = 0; No hesitancy = 1				
STEP LENGTH Right swing foot passes left stance leg = 1; Left swing foot passes right stance leg = 1				

	Date	Date	Date	Date
FOOT CLEARANCE Right foot completely clears the floor = 1; Left foot completely clears floor = 1				
STEP SYMMETRY Right and left step length unequal = 0; Right and left step length equal = 1				
STEP CONTINUITY Stopping or discontinuity between steps = 0; Steps appear continuous = 1				
PATH (excursion) Marked deviation = 0; Mild/moderate deviation or uses device = 1; Straight without assistive device = 2				
TRUNK Marked sway or uses assistive device = 0; No sway, but knee or trunk flexion or spreads arms while walking = 1; None of above deviations = 2				
BASE OF SUPPORT Heels apart = 0; Heels almost touching with gait = 1				
ASSISTIVE DEVICE USED				
Combined Balance and Gait Score	<u>28</u>	<u>28</u>	<u>28</u>	<u>28</u>

Source: Reprinted from *American Journal of Medicine*, Vol 80, ME Tinetti, TF Williams, and R Mayewski, Fall risk index for elderly patients based on number of chronic disabilities, pp 429–434, copyright © 1986, with permission from Excerpta Medica, Inc.

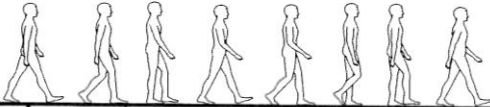
Tiré de : Anemaet, 1999 (8)

Figure 3 : Rancho Los Amigos Observational Gait Analysis System (OGA)

GAIT ANALYSIS: FULL BODY

RANCHO LOS AMIGOS NATIONAL REHABILITATION CENTER PHYSICAL THERAPY DEPARTMENT

Reference Limb:
L ☐ R ☐



		WA		SLS		SLA				Major Problems:
		IC	LR	MSt	TSt	PSw	ISw	MSw	TSw	
Trunk	Lean: B/F									(WA) Weight Acceptance
	Lateral Lean: R/L									
	Rotates: B/F									
Pelvis	Hikes									(SLS) Single Limb Support
	Tilt: P/A									
	Lacks Forward Rotation									
	Lacks Backward Rotation									
	Excess Forward Rotation									
	Excess Backward Rotation									
	Ipsilateral Drop									
Hip	Flexion: Limited									(SLA) Swing Limb Advancement
	Excess									
	Past Retract									
	Rotation: IR/ER									
	AD/ABduction: AD/AB									
Knee	Flexion: Limited									(SLA) Swing Limb Advancement
	Excess									
	Wobbles									
	Hyperextends									
	Extension Thrust									
	Varus/Valgus: Vr/Vl									
Ankle	Excess Contralateral Flex									Excessive UE Weight Bearing <input type="checkbox"/>
	Forefoot Contact									
	Foot Flat Contact									
	Foot Slap									
	Excess Plantar Flexion									
	Excess Dorsiflexion									
	Inversion/Eversion: Iv/Ev									
	Heel Off									
	No Heel Off									
Toes	Drag									Name _____ Patient # _____ Diagnosis _____
	Contralateral Vaulting									
	Up									
	Inadequate Extension									
	Clawed/Hammered: Cl/Ha									

© 2001 LAREI, Rancho Los Amigos National Rehabilitation Center, Downey, CA 90242

Figure 4: Gait Assessment and Intervention Tool (GAIT)

Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)

Name _____ Date _____ Examiner _____
 Diagnosis _____ Limb assessed _____ Device/Orthosis/Assist _____

Stance and Swing Phases

	<u>Score</u>
1. Shoulder position 0 = normal. 1 = abnormal position (check all that apply ___ depressed, ___ elevated, ___ retracted, or ___ protracted).	_____
2. Elbow flexion 0 = < 45° (normal = ~ 10°). 1 = 45 – 90° elbow flexion. 2 = > 90° elbow flexion.	_____
3. Arm swing 0 = normal. 1 = abnormal – reduced or absent arm swing.	_____
4. Trunk alignment (Static) 0 = normal erect posture (absence of flexion, extension or lateral flexion). 1 = trunk statically in ___ flexion or ___ extension. 2 = trunk statically in lateral flexion to the ___ right or ___ left. 3 = trunk in both ___ flexion or ___ extension, & lateral flexion to ___ right or ___ left.	_____

Stance Phase

5. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view) 0 = normal (static trunk alignment maintained). 1 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) < 30°. 2 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) 30° or more.	_____
6. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view) 0 = normal (static trunk alignment maintained). 1 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) < 30°. 2 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) 30° or more.	_____
7. Weight shift (lateral displacement of head, trunk and pelvis) (coronal plane) (front/back view) 0 = normal weight shift (~ 25 mm shift over stance limb). 1 = reduced weight shift. 2 = almost none or no weight shift. 2 = excessive weight shift.	_____
8. Pelvic position (coronal plane) (front/back view) 0 = normal (no Trendelenberg sign) 1 = mild pelvic drop on contralateral side. 2 = severe or abrupt pelvic drop on contralateral side.	_____
9. Hip extension (sagittal plane) (lateral view) 0 = normal (moves from 30° of hip flexion at initial contact to neutral by midstance, then to 20° of extension past neutral in terminal stance). 1 = hip extends to neutral by midstance but lacks further hip extension during terminal stance. 2 = abnormal throughout stance (hip remains in flexion or marked extension).	_____
10. Hip rotation (coronal plane) (front/back view) 0 = normal (remains in neutral) 1 = abnormal, internal rotation 1 = abnormal, external rotation	_____

11. Knee – initial contact phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____
- A. Knee flexion
 0 = normal (knee in neutral/not hyperextended).
 1 = 5° – 15° knee flexion.
 2 = > 15°, but < 30° knee flexion.
 3 = > 30° knee flexion.
- B. Knee extension
 0 = normal (knee in neutral/not in flexion).
 1 = 5° – 15° knee hyperextension.
 2 = > 15° up to 30° knee hyperextension.
 3 = > 30° knee hyperextension.
12. Knee – loading response phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B (check selection) _____
- A. Knee flexion
 0 = normal (up to 15° knee flexion).
 1 = > 15°, but < 30° knee flexion.
 2 = ≥ 30° knee flexion
- B. Knee extension
 0 = normal (up to 15° knee flexion).
 1 = no knee flexion, up to 15° knee hyperextension.
 2 = ≥ 15° knee hyperextension.
13. Knee – midstance phase (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A, ___ B, ___ C, or ___ D (ck. select) _____
- A. Knee flexion
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = 5 – 15° flexion throughout midstance; does not achieve neutral at midstance.
 2 = > 15°, but < 30° knee flexion
 3 = ≥ 30° knee flexion.
- B. Knee extension
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = knee extended through midstance phase; not hyperextended.
 2 = up to 15° knee hyperextension during midstance phase.
 3 = > 15° knee hyperextension during midstance phase.
- C. Knee flexion moving to extension
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = normal knee flexion during early midstance phase, then knee extends to neutral.
 2 = knee flexion during early midstance phase, then knee extends to full extension range (neutral or beyond) in uncontrolled manner, but not snapping back.
 3 = knee in flexion during early midstance phase, then knee abruptly and forcefully extends into end range in an uncontrolled manner.
- D. Knee extension moving to flexion
 0 = normal (knee in 4° flexion at heel strike, increasing to 15° flexion at 14% of gait cycle).
 1 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes late, but retains control.
 2 = knee remains in extension in early midstance, then knee flexes, losing control and regaining control.
 3 = knee remains in extension in early midstance, then knee buckles with failure to regain control and requires use of compensatory strategies.
14. Knee – terminal stance phase/pre-swing phase (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____
- 0 = normal (knee flexion position in sagittal plane 35 – 45°).
 1 = knee flexes < 35° or > 45°.
 2 = knee flexes 35 – 45°, then extends.
 3 = knee remains in full extension throughout.
15. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view). Choose ___ A or ___ B. (Check selection). _____
- A. Ankle plantar flexion
 0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).
 1 = normal from initial contact (with heel strike) to midstance, but in plantarflexion after midstance.
 1 = foot flat at initial contact, moving to slight plantarflexion before midstance, but in plantarflexion after midstance.
 2 = foot flat at initial contact with plantarflexion to heel off.

3 = no heel contact with excessive plantarflexion to heel off.
 3 = either heel contact or no heel contact followed by excessive and/or early (midstance) plantarflexion (i.e. vaulting).

B. Ankle dorsiflexion

0 = normal (from ankle neutral position at initial heel contact, moving to 10° plantarflexion before midstance, then moving to 10° dorsiflexion at heel off).
 1 = normal just prior to midstance, but > 10° dorsiflexion after midstance
 2 = 15 – 20° dorsiflexion at midstance and to terminal stance (heel off).
 3 = excessive ankle dorsiflexion (> 20°) throughout stance.

16. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (slight inversion/supination at initial stance; then eversion/pronation until heel-off).
 1 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact.
 2 = excessive ankle inversion/supination present at initial contact and at midstance.
 3 = excessive ankle inversion/supination throughout stance.
17. Plantarflexion during terminal stance/pre-swing (heel-rise to toe-off) (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (adequate push-off at pre-swing for moving from dorsiflexion position to 10° plantarflexion).
 1 = partial/weak push-off while moving into plantarflexion at toe-off.
 2 = absent/lack of plantarflexion; no push-off.
18. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (toes in neutral position)
 1 = excessive toe extension.
 1 = clawing.

Swing Phase

19. Trunk posture/movement (Dynamic) (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (static trunk alignment maintained).
 1 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) < 30°.
 2 = trunk ___ flexes or ___ extends (check one) 30° or more.
20. Trunk posture/movement (Dynamic) (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (static trunk alignment maintained).
 1 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) < 30°.
 2 = trunk laterally flexes to ___ right or to ___ left (check one) 30° or more.
21. Pelvic position (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (relatively level pelvis or slightly lower on swing side).
 1 = mild hip hiking.
 2 = moderate to severe hip hiking.
22. Pelvic position (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (neutral position with respect to anterior or posterior tilt).
 1 = anterior pelvic tilt.
 1 = posterior pelvic tilt.
23. Pelvic rotation as limb swings forward (transverse plane) (top view) _____
 0 = normal (from 5° backward rotation at initiation of swing to 5° forward rotation by terminal swing)
 1 = reduced pelvic rotation.
 1 = excessive pelvic rotation.
 2 = absent pelvic rotation.
24. Hip flexion (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (0° hip flexion at initial swing to ~ 35° at peak, then reducing to ~ 25° at terminal swing; hip neutral with respect to hip abduction/adduction).
 1 = hip begins swing in flexion, but reaches normal peak.
 1 = > 10°, but < 30° hip flexion peak in the sagittal plane.
 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip abduction (e.g. = circumduction).
 2 = > 10°, but < 30° hip flexion peak, and with hip adduction (e.g. = scissoring).
 3 = 0 to 10° hip flexion throughout swing.
 3 = > 35° hip flexion (excessive hip flexion).
25. Hip rotation (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (remains in neutral)

- 1 = abnormal, internal rotation
1 = abnormal, external rotation
26. Knee – initial swing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (40 – 60° of knee flexion).
 1 = at least 15° knee flexion, but < 40° knee flexion.
 2 = < 15° knee flexion.
 3 = knee never flexes.
27. Knee – midswing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (60° knee flexion \pm 4°).
 1 = 45° - 55° knee flexion.
 2 = 25° - 45° knee flexion.
 3 = 0 to 25° knee flexion.
28. Knee – terminal swing (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (from knee flexed position to full knee extension).
 1 = from knee flexed position, remaining in knee flexion throughout.
 1 = from knee extension position, remaining in knee extension throughout.
29. Ankle movement (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (from initial plantarflexion at terminal stance [toe-off] to neutral by midswing, then slight dorsiflexion just prior to initial contact in stance).
 1 = midswing ankle neutral but no terminal swing dorsiflexion.
 2 = no midswing ankle neutral and no terminal swing dorsiflexion; plantarflexion throughout.
30. Ankle inversion (coronal plane) (front/back view) _____
 0 = normal (ankle remains in neutral regarding inversion/eversion).
 1 = ankle in inverted position during swing.
31. Toe position (sagittal plane) (lateral view) _____
 0 = normal (toes in neutral position)
 1 = inadequate toe extension.
 1 = clawing.

Total Score _____ / 62

Comments:

Administration & Scoring

I. Preparation for video documentation of gait pattern

- Space- a minimum of a 10' level walkway, with space for a camera to capture a lateral view of the entire person, head to toe, while walking.
- Lighting should be adequate for a clearly illuminated view of the subject. The color of the clothes should contrast with the patient/subject's skin.
- First, the camera should be placed at a height of approximately mid-body level and at a location, at the mid-point of the length of the walkway for the lateral view. The lateral view video document should capture both right and left sides during walking. A second view should be capture (anterior/posterior (A/P), with the subject/patient walking directly toward and away from the camera. Third, a standing video document should be for a baseline posture assessment. If available, an overhead view (transverse plane) could record pelvic rotation (not used in the current publication).
- A minimum of 6 steps is required for analysis. If 10 feet of space does not provide the needed minimum 6 steps, use additional walkway length.
- The patient/subject should wear shorts or pants that can be rolled up so that at least the bottom third of his/her thighs are visible. Shirts (upper body clothing) should be tucked into the waistband to ensure viewing of the pelvic position. It is best if the patient/subject wears clothing that is well fitted, not baggy or oversized. If there is little or no (color) contrast between upper and lower body clothing, a gait belt or contrasting band or sash can be placed at the waist. Barefoot ambulation is ideal in order to assess toe position during gait. If this is not deemed safe by the evaluator then the subject/patient should wear his/her regular footwear. It can be helpful to place a piece of contrasting-color tape on each ASIS to help view pelvic movements (this was not used in the current manuscript).
- Physical assistance should be minimized since it can affect the patient/subject's gait. If a person walks with the patient/subject without touching him/her, it should be noted as "stand-by assist". Any touching of the patient/subject is considered an assist, even if the person walking with the patient/subject is loosely holding onto a gait belt.
- The patient/subject should ideally walk without any assistive devices and/or orthoses. If this is not deemed safe by the evaluator, then the patient/subject should use whatever devices necessary to obtain video of his/her gait.

II. Instructions for scoring the Gait Assessment and Intervention Tool (G.A.I.T.)

- View the middle steps of the video record for scoring each item. The first two steps and the last two steps cannot be used for analysis/scoring because they are often affected by the acceleration and deceleration in the gait pattern.
- For the lateral views, whenever possible use the steps for which the camera is directly opposite the patient/subject. This ensures the best angle for scoring ea

- ch item.
- Some items enable you to input information in addition to entering a score for the item. (for example, indicating the direction of trunk movement, or the specifics of an abnormal shoulder position). These items require a checkmark to be placed on the appropriate line in the form.
- For items relating to pelvic position (if overhead views are not available), view both the A/P and lateral views in order to gain insight into pelvic movement and position.
- If an orthotic or supportive device is worn that affects joint movement, the score for the related item would be the midpoint of the abnormal scores for said item.

Example: a patient with an AFO receives a score of 2 for item #16, a score of 0.5 for item #27, and similar scores for all items related to the ankle.

- If an assistive device is used for ambulation (cane, walker, etc.), a normal score cannot be given for weight shifting (item 7) or for Trendelenberg (item 8). A 'minimum abnormal' score of 1 must be used.
- If the patient/subject wears shoes for the assessment and toe position cannot be evaluated, then the items pertaining to toe position should not be scored and the Total possible score adjusted.
- If minimal physical assistance is provided by one therapist, the scores for items pertaining to trunk alignment/posture and weight shifting should be, at a minimum, the midpoint of the abnormal scores for each item; a higher (more abnormal) score may be indicated. If, however, the physical assistance provided by one therapist appears to be moderate to extensive, or if assistance is provided by more than one therapist, the patient/subject would receive the highest abnormal score. Example: moderate assist of one or minimal assist of 2 people would warrant a score = 3 for item #3; or a score = 2 for item #5, etc.).
- If there is anything abnormal about the performance of the item (that is not listed), the patient/subject cannot receive a "0" (normal score) for that item. The evaluator must give a score that he/she judges appropriate based on the abnormality and the other scoring choices offered for the item.
- Comments pertaining to abnormalities, deviations, and/or compensations not listed on the G.A.I.T. form should be mentioned in the comment section.
- A total score of zero for the comprehensive form = totally normal gait (i.e. no abnormalities). The lower the overall score = the more normal the gait. It may be instructive to score both the patient/subject's extremities for a more accurate accounting of the gait pattern.
- Specific item score instructions for each item are given in the G.A.I.T. measure, Appendix A.

Tiré de : Daly, 2008 (3)

Table 1: Gait Assessment Scale Documentation

Observe subject walking toward and away from observer, and from the side.	
STANCE PHASE AFFECTED LEG	
1. Use of a hand held gait aid	
1 = No gait aid	
2 = Minimal gait aid use	Gait aid used optionally with minimal weight transferred on to it, narrow base of support.
3 = Minimal gait aid, wide base	Gait aid used minimally, may rock the legs of a quad cane as weight transferred forward. Distance between unaffected foot to cane is greater than distance between affected and unaffected foot (wide support base).
4 = Marked use	Weight through the aid, narrow base of support.
5 = Marked use, wide base	Transfers weight through the aid, wide support base.
2. Stance time on impaired side	
1 = Equal	An equal amount of time is spent on the affected leg compared to the unaffected leg during single leg stance.
2 = Unequal	The subject remains on the affected leg for a shorter period of time compared to the unaffected leg during single leg stance.
3 = Very brief	The subject spends the least amount of time on the affected time necessary to accomplish advancing the unaffected leg.
3. Step length of unaffected side	
1 = Step through	The heel of the unaffected foot clearly advances beyond the toe of the affected foot.
2 = Foot does not clear	The heel of the unaffected foot does not advance beyond the toe of the affected foot.
3 = Step to	The unaffected foot is placed behind or up to, but not beyond the affected foot.
4. Weight shift to the affected side, with or without a gait aid.	
1 = Full shift	The subject's head and trunk shift laterally over the affected foot during single stance.
2 = Decreased shift	The subject's head and trunk crosses midline, but not over the affected foot.
3 = Very limited shift	The subject's head and trunk does not cross midline, minimal weight shift in the direction of the affected side.
5. Stance width (measure distance between feet prior to toe off of affected foot)	
1 = Normal	Up to one shoe width between feet.
2 = Moderate	Up to two shoe widths between feet.
3 = Wide	Greater than two shoe widths between feet.
TOE OFF AFFECTED LEG	
6. Guardedness (pause prior to advancing affected leg)	
1 = None	Good forward momentum with no hesitancy noted.
2 = Slight	Slight pause prior to toe off.
3 = Marked hesitation	Subject pauses prior to toe off.
7. Hip extension of affected side (observe gluteal crease from behind subject)	
1 = Equal extension	Hips equally extend during push-off. Maintains erect posture during toe off.
2 = Slight flexion	Hip extends at least to neutral, but less than unaffected side
3 = Marked flexion	Forward trunk and hip flexion at toe-off.
SWING PHASE AFFECTED LEG	
8. External rotation during initial swing	
1 = Same as unimpaired leg	
2 = Increased rotation	Externally rotates the leg <45°, but more than the uninvolved side.
3 = Marked	Externally rotates the leg >45°.
9. Circumduction at mid swing (observe path of affected heel)	
1 = None	Affected foot adducts no more than unaffected foot during swing.
2 = Moderate	Affected foot adducts up to one shoe width during swing.
3 = Marked	Affected foot circumducts more than one shoe width during swing.
10. Hip hiking at mid swing	
1 = None	Pelvis slightly dips during swing.
2 = Elevation	Pelvis is elevated during swing phase.
3 = Vaults	Little true hip flexion, subject contracts lateral trunk muscles and elevates hip during swing.
11. Knee flexion from toe off to mid swing	
1 = Normal	Affected knee flexes equally to unaffected side.
2 = Some	Affected knee flexes, but less than unaffected of knee flexion.
3 = Minimal	Minimal flexion noted in affected knee (flexion barely seen).
4 = None	Knee remains in extension through out swing.
12. Toe clearance	
1 = Normal	Toe clears the floor throughout swing.
2 = Slight drag	Toe drags slightly at beginning of swing phase.
3 = Marked	Toe drags during the majority of the swing.
13. Pelvic rotation at terminal swing	
1 = Forward	The pelvis is rotated forward to prepare for heel strike.
2 = Neutral	Posture is erect with pelvis in neutral rotation.
3 = Retracted	Pelvis has marked lag behind the unaffected pelvis.
HEEL STRIKE AFFECTED LEG	
14. Initial foot contact	
1 = Heel strike	Heel makes initial contact with the floor.
2 = Foot flat	Foot lands with weight distributed over entire foot.
3 = No contact of heel	Foot lands on lateral border of the foot or toes.

* Items 1 and 4 are weighted by 3/5 and 3/4, respectively, before adding individual items for a total score.

Figure 6 : Rivermead Visual Gait Assessment (RVGA)

Appendix 1 – The Rivermead Visual Gait Assessment form

Patient: _____

Scoring: 0 = normal Deviations: 1 = mild 2 = moderate 3 = severe (please circle)

Upper Limb Position

- | | | | | | |
|---|--|---|---|---|---|
| 1 | Shoulder Depressed/Retracted/Elevated | 0 | 1 | 2 | 3 |
| 2 | Elbow flexed $\leq 45^\circ$ (=0) 45° to 90° (=1) $>90^\circ$ (=2) | 0 | 1 | 2 | |

Stance Phase

For trunk deviations, 0 = midline

- | | | | | | | | | | |
|-----|--|-------------------------------|-------------|---|---|---|-----------|---|---|
| 3 | Trunk flexed/extended | | 3 | 2 | 1 | 0 | 1 | 2 | 3 |
| | <i>Inclined:</i> | | ← backward | | | | forward → | | |
| 4 | Trunk side flexed | | 3 | 2 | 1 | 0 | 1 | 2 | 3 |
| | <i>Direction:</i> | | ← left | | | | right → | | |
| 5 | Trunk and pelvis: lateral displacement | | 3 | 2 | 1 | 0 | 1 | 2 | 3 |
| | <i>Amount:</i> | | ← excessive | | | | reduced → | | |
| 6 | Contralateral drop pelvis | | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| 7 | Hip extension decreased | | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| 8 | | <i>with backward rotation</i> | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| 9A | Knee flexion excessive: | <i>at initial contact</i> | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| 10A | | <i>throughout range</i> | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| | | or | | | | | | | |
| 9B | Knee extension excessive: | <i>at initial contact</i> | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |
| 10B | | <i>throughout range</i> | 0 | 1 | 2 | 3 | | | |

11A Ankle in excess plantar flexion	0	1	2	3
-------------------------------------	---	---	---	---

or

11B Ankle in excess dorsi flexion	0	1	2	3
-----------------------------------	---	---	---	---

12 Inversion excessive	0	1	2	3
------------------------	---	---	---	---

13 Plantar flexion decreased at toe-off	0	1	2	3
---	---	---	---	---

Swing Phase

For trunk deviations, 0 = midline

14 Trunk flexed	3	2	1	0	1	2	3
	←				→		
<i>Direction:</i>	backward				forward		

15 Trunk side flexed	3	2	1	0	1	2	3
	←				→		
<i>Direction:</i>	left				right		

16 Hike pelvis (elevation)	0	1	2	3
----------------------------	---	---	---	---

17 Backward rotation pelvis	0	1	2	3
-----------------------------	---	---	---	---

18 Decreased hip flexion	0	1	2	3
--------------------------	---	---	---	---

19 Decreased knee flexin	0	1	2	3
--------------------------	---	---	---	---

20 Ankle in excess plantar flexion	0	1	2	3
------------------------------------	---	---	---	---

Any other deviations noted.....	0	1	2	3
---------------------------------	---	---	---	---

.....	0	1	2	3
-------	---	---	---	---

Reference limb _____

Walking aid _____

AFO _____

Total score _____/59 Date _____

Rivermead Visual Gait Assessment: guidelines

Because the descriptor terms 'mild, moderate and severe' cannot be strictly quantified, interpretation of their meaning will depend in part upon the clinician's own process of gait analysis. The notes overleaf refer to the components of normal gait, and may be useful as a guide when considering the deviations.

Shoulder depressed/retracted/elevated

The posterior border of the scapular lies approximately 25 mm from, and almost parallel with, the thoracic vertebrae between the levels of T1–T8.

Elbow flexed

The elbow flexes to approximately 8° during stance.

Trunk flexed and side flexed

During both stance and swing phases the trunk is erect and rotates about the vertical axis.

Trunk and pelvis lateral displacement

The trunk and pelvis displace laterally approximately 25 mm during stance, towards the stance leg.

Contralateral pelvis drop

During midstance the pelvis dips only a few degrees on the opposite side, its position maintained by contraction of the hip abductors on the stance side.

Hip extension

During midstance and terminal stance the hip moves from 30° flexion to 0° (20° apparent hyperextension if the angle from hip to ankle is considered).

Backward hip rotation

The pelvis moves from 5° forward rotation at initial stance to 5° backward rotation at terminal stance.

Knee flexion/extension at initial contact

The knee is in a neutral position at initial contact and during mid and terminal stance. The yield of the knee is 15°, and occurs during the loading response just after initial contact.

Ankle plantar/dorsiflexion

The ankle moves from neutral to 10° plantar flexion before midstance when the position changes to 10° dorsiflexion, as the leg moves forward over the foot.

Inversion

The foot moves from slight inversion/supination on initial stance to eversion/pronation which is maintained until heel-off when the foot is again supinated.

Plantar flexion decreased at toe-off

The ankle provides the push-off required at preswing by moving from dorsiflexion to 10° plantar flexion.

Hike pelvis

The pelvis is slightly lower on the leg during the swing phase, thus lowering the height of the hip joint.

Backward rotation pelvis

By terminal swing the pelvis is in 5° forward rotation.

Hip flexion

The hip flexes throughout the range from 0° at initial swing to reach a peak at 60–70°, before dropping to 25° at terminal swing.

Knee flexion

The knee flexes from 40° at preswing to 60° during midswing.

Plantar flexion

The ankle moves from plantar flexion to neutral by midswing to clear the ground by approximately 14 mm, and stays in neutral until the loading response during stance.

Tiré de : Lord, 1998 (25)

Partie II:

Tableau I : Regroupement des principales statistiques en lien avec les AVC au Canada

<u>Taux d'hospitalisations</u> (par 100 000 habitants) liés à des accidents vasculaires cérébraux menant à une hospitalisation selon le sexe, 12 ans et plus.			
	Hommes :	Femmes :	Total :
Montréal :	150	109	128
<u>Maladies vasculaires cérébrales selon le sexe</u> (Taux par 100 000 habitants), 12 ans et plus.			
Montréal :	53.7	18.4	44.4
Canada :	57.8	22.1	48.7
<u>Hypertension selon le sexe</u> (Taux par 100 000 habitants), 45 à 64 ans.			
Montréal :	19.6	18.4	19
Canada :	24.3	22.1	23.2

Tiré de : Statistiques Canada 2007(2).

Tableau II : Les synergies de bases aux membres supérieurs

	Flexion	Extension
Cou	Flexion ipsilatérale et rotation controlatérale	
Scalpa	Rétraction et élévation	Protraction
Épaule	Abduction et rotation externe	Adduction et rotation interne
Coude	Flexion	Extension
Avant-bras	Supination	Pronation
Poignet	Flexion	Extension
Main	Flexion des doigts	Extension des doigts

Adapté de : Forget Robert, Codex de physiothérapie des affections neurologiques PHT-2314, section 1 (2008) (48).

Tableau III : Les synergies de base aux membres inférieurs

	Flexion	Extension
Bassin	Élévation ipsilatérale	
Hanche	Flexion, abduction et rotation externe	Extension, adduction et rotation interne
Genou	Flexion	Extension
Cheville	Flexion dorsale	Flexion Plantaire
Pied	Inversion	Éversion
Orteils	Flexion	Flexion (à l'exception de l'hallux en extension)

Adapté de : Forget Robert, Codex de physiothérapie, notes de cours théoriques PHT-2314, section 12 (2008)(48).

N.B. Chez les sujets en clinique, une combinaison de ces synergies est souvent observable, telle que la rotation interne de l'épaule et la flexion du coude au membre supérieur.

Figure 1 : Grille générale d'évaluation clinique du patron de marche

PARAMÈTRES TEMPS-DISTANCE			
Marche sur 5 mètres : <i>Naturelle</i> : Temps _____ s Nombre de pas _____ Longueur de pas/bassin : <input type="checkbox"/> Symétrique <input type="checkbox"/> Asymétrique	Catégories <input type="checkbox"/> Lent <input type="checkbox"/> Moyen <input type="checkbox"/> Rapide	Temps (>12.5 s) (12.5 à 7.14s) (t < 7.14s)	Vitesse (< 0.4m/s) (0.4 à 0.7m/s) (>0.7m/s)
	Ant/bassin	Post/bassin	Lat/bassin
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
<i>Rapide</i> : Temps _____ s Nombre de pas _____ Longueur de pas/bassin : <input type="checkbox"/> Symétrique <input type="checkbox"/> Asymétrique	Ant/bassin	Post/bassin	Lat/bassin
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Orthèse tibiale : Non <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/>	Précisez le type :		
Aide technique : Non <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/>	Précisez le type :		
FONCTIONS ATTEINTES			
<input type="checkbox"/> Maintien du corps contre gravité	Voir Section A		
<input type="checkbox"/> Maintien de l'équilibre	Voir Section B		
<input type="checkbox"/> Absorption/génération d'énergie	Voir Section C		
<input type="checkbox"/> Contrôle du pied à l'oscillation	Voir Section D		
SYNERGIES JAMBE PARÉTIQUE			
Genou : <input type="checkbox"/> Hyperextension d'appui <input type="checkbox"/> Flexion constante <input type="checkbox"/> Flexion appui <input type="checkbox"/> Genou instable <input type="checkbox"/> Autre : Précisez _____ Voir Section E	Cheville : <input type="checkbox"/> Pied équin <input type="checkbox"/> Varus <input type="checkbox"/> Varus-équin <input type="checkbox"/> Autre : Précisez _____ Voir Section F		

Figure 2 : Grille d'évaluation des sous-tâches de la marche

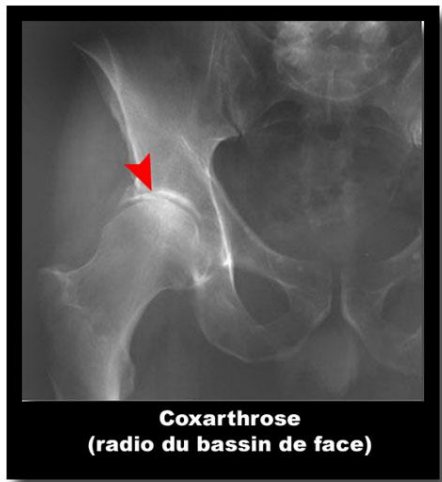
Section A : Maintien du corps contre gravité (phase d'appui)	
Début d'appui : Genou : <input type="checkbox"/> hyperextension <input type="checkbox"/> extension <input type="checkbox"/> flexion (dérobage)	Analyse : <u>Hyper</u> : diminution de la force des extenseurs du genou. <u>Flexion</u> : faiblesse des extenseurs de la hanche et du genou.
Milieu d'appui : Genou : <input type="checkbox"/> hyperextension <input type="checkbox"/> extension <input type="checkbox"/> flexion (dérobage)	<u>Hyper</u> : diminution de la force des extenseurs du genou. <u>Flexion</u> : faiblesse de tous les extenseurs.
Section B : Maintien de l'équilibre :	
Base de support : <input type="checkbox"/> normale <input type="checkbox"/> élargie <input type="checkbox"/> étroite	
<u>Instabilité A/P</u> (transfert de poids) : Oscillations du tronc : <input type="checkbox"/> légères <input type="checkbox"/> modérées <input type="checkbox"/> importantes Régularité du pas : <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Analyse : Contrôle (faiblesse) des muscles du tronc ou faiblesse des muscles de la hanche et/ou de la cheville (A1). Déficit sensitif.
<u>Instabilité M/L</u> (transfert de poids) : Oscillations du tronc : <input type="checkbox"/> légères <input type="checkbox"/> modérées <input type="checkbox"/> importantes Pas réguliers : <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Contrôle (faiblesse) des muscles du tronc ou faiblesse des muscles de la hanche et/ou de la cheville (A1). Déficit sensitif.
Section C : Absorption et génération d'énergie	
Ext. hanche à l'attaque du talon 0-20% (H1+) : <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Analyse : Manque de flexion de la hanche ou lenteur de la MEC (prise d'appui).
Poussée plantaire 40-60% (A2+) : <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Manque d'amplitude (de la FD à la FP) Faiblesse musculaire des FP de la cheville.
Extension hanche à la fin de l'appui (H2-) : <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Diminution de la longueur des pas.
Flexion hanche (oscillation \approx 50-60%; H3+): <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Faiblesse des fléchisseurs de la hanche.
Section D : Contrôle du pied à l'oscillation	
<u>Plan sagittal</u> : Flexion hanche : <input type="checkbox"/> normale <input type="checkbox"/> diminuée <input type="checkbox"/> absente	Analyse : Diminuée et absente : faiblesse des fléchisseurs de la hanche, synergie d'extension.
Flexion genou: <input type="checkbox"/> normale <input type="checkbox"/> diminuée <input type="checkbox"/> absente	Diminuée et absente : faiblesse des fléchisseurs du genou et/ou des fléchisseurs plantaires de la cheville, synergie d'ext. et spasticité réflexe des ext.
Flexion dorsale : <input type="checkbox"/> normale <input type="checkbox"/> diminuée <input type="checkbox"/> absente	Diminuée et absente : Faiblesse, spasticité, diminution d'amplitude.
<u>Plan frontal</u> : Hanche : circumduction <input type="checkbox"/> oui <input type="checkbox"/> non	Faiblesse et synergie d'extension.
Pied : <input type="checkbox"/> neutre <input type="checkbox"/> inversion	Inversion : synergie d'extension.

Figure 3 : Grille d'évaluation des synergies au genou et à la cheville

Section E : Synergies du genou					
Patron d'extension (Extension Thrust Pattern)		Appui Oscil.		Caractéristiques : Patron à vitesse <u>lente</u> Extension ou hyperext. à l'appui associées à une FP ou une diminution de la FD.	
<input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère				Analyse : Faiblesse des extenseurs du genou.	
Patron de flexion (Stiff-Knee Pattern)				Caractéristiques : Patron à vitesse <u>lente</u> Flexion de 20° à 30° du genou en appui et une cheville en position neutre.	
<input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère				Analyse : Faiblesse des fléchisseurs plantaires et/ou des extenseurs de hanche.	
Patron genou instable (Buckling-Knee Pattern)				Caractéristiques : Patron à vitesse <u>lente</u> Flexion constante du genou au transfert de poids et à l'appui et une augmentation de la FD	
<input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère				Analyse : Faiblesse des fléchisseurs plantaires et/ou des extenseurs du genou et/ou des extenseurs de hanche.	
Patron genou instable (vitesse modérée) (Buckling-Knee Pattern)				Caractéristiques : Patron à vitesse <u>modérée à normale</u> Genou demeure en flexion à l'appui de façon similaire au patron de marche normal (lég. ↑). ↑ de la vitesse de la prise de poids (↑v)	
<input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère				Analyse : Faiblesse des fléchisseurs plantaires et/ou des extenseurs du genou et/ou des extenseurs de hanche. Augmentation de la vitesse : augmentation de l'extension de la hanche (ampl.) vers la flexion et ↑ rapidité d'exécution.	
Section F : Synergies du pied					
Pied équin : <input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère <input type="checkbox"/> Appui <input type="checkbox"/> Osc Varus : <input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère <input type="checkbox"/> Appui <input type="checkbox"/> Osc Varus-équin : <input type="checkbox"/> Léger <input type="checkbox"/> Modéré <input type="checkbox"/> Sévère <input type="checkbox"/> Appui <input type="checkbox"/> Osc Autre : Précisez : _____				Analyse : Spasticité importante, synergie d'extension et/ défaits sensitifs et proprioceptifs. *Fig. adaptées de De Quervain et al., 1996	

Partie III :

Figure 1 : Coxarthrose



Tiré de : « Coxarthrose », Encyclopédie Vulgaris-médical, En Ligne : <http://www.vulgaris-medical.com/images/imagerie-medicale-26/coxarthrose-radiographie-du-bassin-de-face-194.html>
(Source consultée le 20 janvier 2011)

Tableau III : Les différents items retenus à l'évaluation de la marche chez la clientèle PTH vs les différentes grilles d'évaluation de la marche

Paramètres arthrocinématiques	GAIT	RVGA	WGS	GARS-M	POMA	Ranchos Los Amigos
Phase d'appui: <u>1. L'esquisse de l'appui : Temps de double appui</u> <u>2. Extension de la hanche</u> <u>3. Position du MI</u>			✓			
	✓	✓		✓		✓
		✓				✓
<u>4. Trendelenburg</u> <u>5. Inclinaison du tronc</u>	✓					✓
	✓	✓				✓
<u>1. Longueur du pas</u> <u>2. Vitesse de marche</u>					✓	

Guide d'utilisation de la grille d'évaluation de la marche par observation chez les PTH

Guide d'utilisation de la grille d'évaluation de la marche par observation

Conditions générales de l'évaluation :

- Prévoir un environnement d'évaluation minimal de 10 mètres.
- Observer le sujet marcher dans les plans antérieur/postérieur/latéraux.
- S'assurer que l'éclairage est adéquat.
- Il est préférable que les vêtements du patient soient de couleurs contrastantes à la peau, s'il y a peu de contraste de couleur entre la couleur des vêtements du corps supérieur et inférieur il est bien d'ajouter une ceinture contrastée à la taille et de porter le chandail à l'intérieur des pantalons pour permettre l'appréciation de la ceinture pelvienne, les vêtements doivent être ajustés plutôt que trop amples.
- Le sujet doit porter ses chaussures régulières.
- L'aide physique devrait être réduite au minimum puisqu'elle peut affecter la démarche du patient. Si une assistance est fournie au patient ou si le patient fait usage d'une aide technique à la marche l'inscrire dans la section autres observations.

Administration de la grille:

Le côté atteint doit être indiqué et compléter l'information pour le côté droit et gauche.

Item # 1 : Temps de mise en charge sur le côté atteint:

Évaluer sur 6 pas et noter le temps de mise en charge s'il est égale, augmenté ou diminué. Comparer par rapport au côté opposé.

Item # 2 : Extension de la hanche:

Cet item est évalué à la phase d'appui. Une amplitude normale correspond à 10-20 ° d'extension, une amplitude diminuée correspond à une amplitude inférieure à 10 ° d'extension. Il faut indiquer si la hanche demeure en flexion si aucune extension n'est observée. Un espace est prévu pour inscrire la détection d'une bascule du bassin qui peut être la compensation observée à la suite d'une diminution de l'extension de la hanche.

Item # 3 : Position du membre inférieur:

Dans cette section, l'évaluateur doit relever toutes perturbations déviant de la normale telle qu'une augmentation de l'adduction à la hanche, les rotations de hanche, circumduction, etc. Il y a un espace de prévu pour préciser l'observation.

Item # 4 : Trendelenburg:

Indiquer si, à la phase d'appui, le bassin du côté opposé à l'appui chute en considérant

comme normale, une amplitude de 5 degrés.

Item # 5 : Inclinaison du tronc:

Indiquer si normale ou si déviation mineure correspondant à un angle d'inclinaison du tronc inférieur à 30 degrés ou si une déviation majeure correspondant à un angle supérieur ou égale à 30 degrés.

Item # 6 : Longueur du pas:

Le talon du pied oscillant doit dépasser les orteils du pied en appui pour être considéré comme normal et indiquer si égal, plus court et plus long par rapport au côté opposé.

Item # 7: Vitesse de marche:

Évaluée sur 9 mètres. Chronométré le temps nécessaire pour parcourir 5 mètres tout en proscrivant les 2 premiers d'accélération et les 2 derniers mètres. Noter le temps en secondes.

*Créé par Marilyn Larente, candidate à la maîtrise en physiothérapie
avec la collaboration de Manon Pilon, pht MSc*



Partie IV

Tableau I : Classifications selon l'échelle ASIA

ASIA A	Lésion complète Absence des fonctions sensibles et motrices au niveau des derniers segments sacrés (S4-S5)
ASIA B	Lésion incomplète- préservation de la fonction sensitive Fonctions sensibles présentes, mais pas de fonctions motrices sous le niveau neurologique incluant les segments sacrés S4-S5
ASIA C	Lésion incomplète, fonctions motrices préservées sous le niveau neurologique et la plupart des muscles clés en dessous de celui-ci ont une cotation inférieure à 3/5 (amplitude complète contre-gravité)
ASIA D	Lésion incomplète, où la fonction motrice est préservée en dessous du niveau neurologique, et la plupart des muscles clés en dessous du niveau neurologique ont une force de grade supérieur ou égal à 3.
ASIA E	Fonctions motrices et sensibles normales.

Tiré de : www.scireproject.com (2010)

Figure 1 : Podomètre Yamax- SW 200



Tiré de : www.knightsport.com (2008-2010)

Figure 2 : StepWatch Activity Monitor



Tiré de: BOWDEN and BEHRMAN (2007)

Figure 3 : DynaPort Minipod



Tiré de : www.mcroberts.com (2003)

Figure 4 : Iphone 3G



Tiré de : www.store.apple.com (2011)